ECOLE NATIONALE VETERINAIRE DE TOULOUSE

ANNEE 1982 N° 16

# VELOCIMETRIE ARTERIELLE DOPPLER

# APPLICATION EN MEDECINE DES CARNIVORES ET DES EQUIDES

# THESE

POUR LE DOCTORAT VETERINAIRE
(diplôme d'Etat)
présentée et soutenue publiquement en 1982
devant
L'UNIVERSITE PAUL-SABATIER DE TOULOUSE
par

Anne DECOOL
Née le 4 Août 1956 à VALENCIENNES (Nord)

JURY :

Président :

M. BOUNHOURE, Professeur à l'Université Paul-Sabatier de Toulouse

Assesseurs :

M. LESCURE Professeur à l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse

M. GUELFI Professeur à l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse

Association des Elèves
ENVT

UNIV.
LEIDEN
NED.

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41547622_0014

ECOLE NATIONALE VETERINAIRE DE TOULOUSE

ANNEE 1982 N° 16

# VELOCIMETRIE ARTERIELLE DOPPLER

# APPLICATION EN MEDECINE DES CARNIVORES ET DES EQUIDES

# THESE

POUR LE DOCTORAT VETERINAIRE
(diplôme d'Etat)
présentée et soutenue publiquement en 1982
devant
L'UNIVERSITE PAUL-SABATIER DE TOULOUSE
par

**Anne DECOOL**
Née le 4 Août 1956 à VALENCIENNES (Nord)

JURY :

Président :

M. BOUNHOURE, Professeur à l'Université Paul-Sabatier de Toulouse

Assesseurs :

M. LESCURE Professeur à l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse

M. GUELFI Professeur à l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse

Association des Elèves
ENVT

MINISTERE DE L'AGRICULTURE

ECOLE NATIONALE VETERINAIRE DE TOULOUSE

---

Directeur ..... M. LAUTIE

Directeur honoraire ..... M. FLORIO

Professeurs honoraires ..... MM. BRIZARD
SAURAT

## PERSONNEL ENSEIGNANT

### CHAIRE DE PHARMACIE ET TOXICOLOGIE

Professeur titulaire ..... M. GODFRAIN
Professeur sans chaire ..... Mme BURGAT-SACAZE

Pharmacie et Toxicologie

### CHAIRE DE PHYSIQUE ET CHIMIE BIOLOGIQUES ET MEDICALES

Professeur titulaire ..... MM. RICO
Professeur sans chaire ..... BRAUN
Maître-Assistant ..... BENARD

Physique biologique et médicale
Chimie biologique et médicale
Informatique biologique et médicale

### CHAIRE D'ANATOMIE DES ANIMAUX DOMESTIQUES

Professeur titulaire ..... MM. PAVAUX
Maître-Assistant ..... LIGNEREUX
Maître-Assistant ..... SAUTET

Organogénèse - Tératologie
Anatomie générale - Anatomie appliquée

### CHAIRE DE PHYSIOLOGIE, PHARMACODYNAMIE ET THERAPEUTIQUE

Professeur titulaire ..... MM. RUCHEBUSCH
Professeur sans chaire ..... FARGEAS
Maître-Assistant Agrégé ..... TOUTAIN

Physiologie - Pharmacodynamie -
Thérapeutique

### CHAIRE D'HISTOLOGIE - ANATOMIE PATHOLOGIQUE

Professeur titulaire ..... MM. VAN HAVERBEKE
Professeur sans chaire ..... CABANIE
Maître-Assistant agrégé ..... MAGNOL

Histologie - Embryologie
Anatomie Pathologique - Clinique

### CHAIRE D'HYGIENE ET INDUSTRIE DES ALIMENTS D'ORIGINE ANIMALE

Professeur titulaire ..... MM. LABIE
Maître de Conférences ..... EECKHOUTTE
Maître Assistant Agrégé ..... Mme BENARD

Hygiène, Inspection, Contrôle et
Technologie des denrées alimentaires
d'origine animale - Clinique

### CHAIRE DE PARASITOLOGIE ET MALADIES PARASITAIRES

Professeur titulaire ..... MM. DORCHIES
Maître de Conférences ..... FRANC
Maître-Assistant ..... DUCOS DE LAHITTE

Zoologie appliquée - Ecologie -
Parasitologie externe - Dermatologie
Parasitologie interne - Clinique

### CHAIRE DE SEMIOLOGIE ET PATHOLOGIE MEDICALE DES EQUIDES ET CARNIVORES ET DE LEGISLATION

Professeur titulaire ..... MM. LESCURE
Maître de Conférences ..... GUELFI
Maître Assistant ..... REGNIER

Sémiologie et Pathologie Médicale des Equidés et
Carnivores
Législation Vétérinaire et Déontologie
Clinique

CHAIRE DE PATHOLOGIE MEDICALE DU BETAIL ET DES ANIMAUX DE BASSE-COUR

| | |
|---|---|
| Professeur titulaire ..... | MM. TOURNUT |
| Maître de Conférences ..... | BEZILLE |
| Maître Assistant ..... | JOUGLAR |

Sémiologie et Pathologie Médicale du Bétail et des Animaux de basse-cour
Clinique - Consultation itinérante

CHAIRE DE PATHOLOGIE CHIRURGICALE

| | |
|---|---|
| Professeur titulaire ..... | MM. CAZIEUX |
| Maître de Conférences ..... | GENEVOIS |
| Maître Assistant ..... | AUTEFAGE |

Propédeutique et Sémiologie chirurgicale
Radiologie - Technique chirurgicale -
Anesthésiologie - Pathologie chirurgicale
Traumatologie - Podologie orthopédique -
Clinique

CHAIRE DE PATHOLOGIE DE LA REPRODUCTION

| | |
|---|---|
| Professeur titulaire ..... | MM. FERNEY |
| Professeur sans chaire ..... | ROYAL |

Pathologie de l'appareil génital et de la mamelle -
Sémiologie et propédeutique -
Pathologie de la reproduction -
Obstétrique et pathologie du nouveau-né
Clinique - Consultation itinérante

CHAIRE DE MALADIES CONTAGIEUSES - ZOONOSES - LEGISLATION SANITAIRE

| | |
|---|---|
| Professeur titulaire ..... | MM. CHANTAL |
| Maître Assistant ..... | PICAVET |

Epidémiologie - Maladies contagieuses - Zoonoses -
Législation sanitaire - Clinique -

CHAIRE DE PATHOLOGIE GENERALE - MICROBIOLOGIE - IMMUNOLOGIE

| | |
|---|---|
| Professeur titulaire ..... | MM. LAUTIE |
| Maître-Assistant ..... | PELLERIN |

Microbiologie - Immunologie -
Pathologie générale

CHAIRE D'ELEVAGE ET ECONOMIE

| | |
|---|---|
| Professeur titulaire ..... | MM. QUEINNEC |
| Professeur sans chaire ..... | DARRE |
| Maître-Assistant ..... | Mme QUEINNEC |

Ethnologie - Génétique animale - Extérieur -
Zootechnie et économie générales
Ethologie appliquée, Sciences, Techniques,
Economie de l'Elevage et des Productions animales -
Insémination artificielle -
Organisation de l'Elevage -

CHAIRE D'ALIMENTATION

| | |
|---|---|
| Professeur titulaire ..... | MM. FALIU |
| Professeur sans chaire ..... | GRIESS |

Botanique appliquée et bromatologie
Agronomie - Alimentation

CHARGES D'ENSEIGNEMENT

MM. les Professeurs ANGELIER, ARMENGAUD, COMBES, COMBRET, CROS, FERNET et MAZENC.

---

La Faculté et l'Ecole déclarent n'être pas responsables des opinions émises par les candidats (délibération de la Faculté en date du 10 mai 1891 et du Conseil de l'Ecole en date du 13 juin 1924).

*A MES PARENTS,*

*Pour tous les soucis qu'ils se sont faits.*
*En témoignage de ma profonde affection.*

*A MES FRERES,*

*A TOUTE MA FAMILLE,*

*A MES AMIS,*

*ET* *à tous ceux qui m'ont aidée dans la réalisation de cette Thèse.*

*Tous mes REMERCIEMENTS.*

*A NOTRE PRESIDENT DE THESE,*

*Monsieur le Professeur BOUNHOURE*

*de l'Université Paul Sabatier,*

*Qui nous a fait l'honneur d'accepter*

*la présidence de notre Jury de Thèse.*

*Hommage respectueux.*

*A NOTRE JURY DE THESE*

*Monsieur le Professeur LESCURE*
*de l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse,*

*Qui nous a aidée dans le choix et la réalisation de ce travail. Qu'il veuille bien trouver ici un modeste témoignage de notre profonde gratitude.*

*Monsieur le Professeur GUELFI*
*de l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse,*

*Que nous remercions pour son enseignement et pour avoir bien voulu faire partie de notre Jury de Thèse.*

PLAN

INTRODUCTION

DEFINITIONS, HISTORIQUE

I. Définitions

1) Vélocimétrie Doppler
2) Ultrasons
3) Effet Doppler

II. Historique

1) Techniques ultrasonores
2) Applications basées sur l'effet Doppler

- en médecine humaine,
- en médecine vétérinaire.

BASES THEORIQUES

I. Principes physiques

1) Les ultrasons

a. Production
b. Propriétés physiques

- Fréquence et intensité

- Vitesse de propagation
- Amortissement
- Réflexion
- Réfraction

c. Propriétés chimiques

d. Action biologique - Risques potentiels de leur emploi en diagnostic médical

- Mécanisme des effets biologiques

  * Les effets thermiques
  * Les effets de cavitation
  * Les effets directs

- Inocuité des ultrasons

2) L'effet Doppler - Principe

3) Application du principe Doppler à la vélocimétrie sanguine

II. Mesure de la vitesse sanguine

1) Schéma de l'appareillage

a. Emission et réception des ultrasons

b. Caractéristiques du faisceau ultrasonique

2) Mesure de la vitesse moyenne du sang circulant

3) Limites de la technique

III. Hémodynamique circulatoire

1) Généralités

a. Les trois grandeurs fondamentales de l'hémodynamique

b. La paroi artérielle - Propriétés

c. Vitesse du sang et hémodynamique générale

2) Hémodynamique et vélocimétrie des différents types de secteurs artériels

a. Hémodynamique aortique

b. Hémodynamique artérielle

- Calibre artériel
- Elasticité des parois artérielles
- Résistance du secteur aval

c. Particularités des différents secteurs artériels

IV. Indications de l'examen Doppler

1) Exploration cardiaque

2) Exploration artérielle

a. Sténose
b. Oblitération totale
c. Modifications du régime laminaire
d. Dilatations partielles

e. Fistules artérioveineuses

3) Troubles métaboliques

REALISATION PRATIQUE

I. Protocole expérimental

1) Appareillage utilisé

2) Artères explorables

a. Généralités
b. Artères explorables du chien
c. Artères explorables du cheval

- Artère carotide primitive droite
- Artères de la tête
- Artères des membres

* Membre thoracique
* Membre pelvien

- Artères accessibles par exploration rectale

3) Technique d'enregistrement

a. Préparation du sujet

- chien
- cheval

b. Contention

- chien
- cheval

c. Différentes phases de l'enregistrement

- étalonnage
- recherche du signal sonore
- enregistrement

d. Principales difficultés

e. Examens complémentaires

4) Paramètres d'analyse des courbes

- Index de résistance
- Temps de demi-ascension
- Temps de passage du flux systolique

II. Résultats

1) Matériel d'étude

2) Exemples de courbe de référence

a. Chien
b. Cheval
c. Critères d'un bon enregistrement

3) Tracés pathologiques

a. Cardiopathies gauches ; données établies en médecine humaine

- Insuffisance aortique
- Sténose aortique
- Valvulopathie aortique mixte
- Affections mitrales

b. Troubles du rythme

- Fibrillation auriculaire
- Extrasystoles ventriculaires
- Tachycardie sinusale

c. Observations - A propos de quelques cas

- Chevaux
- Chiens

d. Discussion

CONCLUSION

BIBLIOGRAPHIE

# INTRODUCTION

Nous proposons dans cette étude, de déterminer les variations de la vitesse du flux sanguin dans le réseau artériel grâce à une technique largement employée en angéiologie humaine, mais encore inconnue en médecine vétérinaire. Basée sur une propriété fondamentale des ultrasons, l'effet Doppler, cette méthode a le grand mérite d'être non invasive,donc totalement dénuée de danger pour le patient, et d'une mise en oeuvre relativement simple. Bien maitrisée, elle pourrait être d'une grande fiabilité, permettant d'explorer le coeur gauche, et de diagnostiquer toute artériopathie ayant une incidence, même légère, sur la vitesse de circulation du flux sanguin.

C'est à notre avis une technique intéressante en tant qu'examen complémentaire chez le chien , mais elle est surtout fondamentale chez le cheval, tant du point de vue cardiologie, où malheureusement la radiographie thoracique nous fait défaut, que lors du diagnostic des boiteries d'origine vasculaire, si fréquentes dans cette espèce.

Nous rappellerons brièvement dans un premier temps après quelques définitions l'histoire des ultrasons et de leur utilisation , puis nous envisagerons sur le plan théorique les différents principes de base sur lesquels s'appuie la méthode, nous inspirant largement des données établies en médecine humaine. Dans un deuxième temps, nous consacrerons notre étude aux applications pratiques, décrivant tout d'abord le protocole expérimental, puis les résultats obtenus. Il sera enfin intéressant de discuter de ceux-ci et des limites qu 'ils nous imposent.

## DEFINITIONS - HISTORIQUE

### I. DEFINITIONS

#### 1) Vélocimétrie Doppler :

La vélocimétrie Doppler consiste à mesurer la vitesse du flux sanguin circulant dans les vaisseaux grace à un faisceau d'ultrasons qui se réfléchit sur les hématies en mouvement et subit une variation de fréquence proportionnelle à la vitesse instantannée de ces hématies. Ceci relève d'une propriété commune à tous les phénomènes vibratoires, et à qui on a donné le nom du premier physicien qui l'a découverte, Christian DOPPLER.

Nous allons donc définir plus précisément les termes d'ultrason et d'effet Doppler, avant de rappeler les principales étapes de leurs nombreuses applications.

#### 2) Ultrasons :

Les sons résultent de la propagation d'une onde élastique dans un milieu liquide, solide, ou gazeux, et se différencient donc des bruits où il n'y a pas de notion de périodicité.

On leur donne le nom d'"ultrasons" lorsque leur fréquence dépasse celle perceptible par l'oreille humaine, c'est-à-dire au-delà de 16 000 à 20 000 Hertz (13).

#### 3) Effet Doppler :

L'effet Doppler illustre le fait que la fréquence d'un mouvement vibratoire est perçue comme différente selon que sa source

est fixe ou mobile : la fréquence perçue diminue si la source s'éloigne, augmente si elle s'approche (23).

## II. HISTORIQUE

### 1) Techniques ultrasonores :

- Les premiers travaux concernant les techniques ultrasonores eurent lieu principalement au cours de la guerre 1914-1918. Cependant, les recherches bien antérieures de ROSICKY (1876) O LODGE (1889) et WALTBERG (1907) s'étaient déjà orientées vers l'utilisation des phénomènes électriques des ultrasons. Mais c'est en 1912, après la catastrophe du paquebot géant TITANIC que le physicien anglais Lewis RICHARDSON émit l'idée d'une détection des icebergs flottants par le phénomène de l'écho.

L'émission des ultrasons dans l'eau et la transformation des oscillations électriques en oscillations élastiques furent ensuite mises au point par P.LANGEVIN en 1918, en application des phénomènes de piezoelectricité découverts en 1880 par Pierre et Jacques CURIE : En soumettant un cristal de quartz à une différence de potentiel alternative de haute fréquence, on provoque des vibrations alternatives des faces du cristal, ce qui engendre des ultrasons (13).

LANGEVIN réalisa donc un émetteur en cristal piézoelectrique, permettant d'obtenir un pinceau d'ondes ultrasoniques très concentrées, de façon à placer le transmetteur et le récepteur très proches l'un de l'autre, ou même de combiner la transmission et la réception. Cela permet d'effectuer les sondages

dans une seule direction. En ce qui concerne la fréquence d'émission, il adopte un compromis, afin d'assurer une concentration convenable du faisceau, tout en évitant une absorption trop intense des radiations par les milieux traversés (21).

- Une deuxième période commence en 1927, avec les travaux de WOOD et LOOMIS (21), démontrant la possibilité d'obtention de nombreux effets physiques , chimiques et biologiques avec des ultrasons de forte intensité.

- Les recherches qui se poursuivent actuellement offrent chaque année de nouvelles possibilités d'application des ultrasons dans des domaines très divers, essentiellement médicaux et industriels. P.HEMARDINQUER (21) les classe sommairement en deux catégories, selon la puissance ultrasonique utilisée :

. Les applications à forte puissance (quelques centaines de Watts par $cm^2$ de surface) sont essentiellement basées sur le phénomène de cavitation (voir plus loin).Elles visent à traiter la surface ou la masse d'un matériau, comme par exemple l'abrasion, le nettoyage des pièces métalliques, le dégazage, l'émulsification, le changement de viscosité d'un liquide....

. Les applications n'exigeant qu'une faible puissance ultrasonique, ne dépassant pas quelques watts par $cm^2$ (et dont fait partie le sujet de notre étude) utilisent surtout les phénomènes de propagation des ultrasons. Ce sont les applications analytiques, dont le grand mérite est de ne provoquer aucune modification des matériaux sur lesquels elles agissent. En voici quelques exemples :

- Sondage sous marin
- Détection des défauts internes des pièces métalliques
- Détermination des propriétés élastiques et moléculaires des matériaux
- Mesures de viscosité
- Mesures de la vitesse d'un liquide

2) Applications basées sur l'effet Doppler :

L'effet Doppler a donc été découvert par le mathématicien et physicien Christian DOPPLER (1803-1853). Il a pu être appliqué chaque fois qu'on a voulu mesurer des distances ou des vitesses, que ce soit en navigation maritime et aérienne, en météorologie, ou pour sanctionner les automobilistes trop pressés (11).

- En médecine humaine, de nombreuses applications ont été basées sur ce principe, mais nous ne parlerons que de l'histoire de la vélocimétrie Doppler, puisque tel est notre sujet. Il semble d'ailleurs que la mesure de la vitesse du flux sanguin dans les vaisseaux intacts ait été la première utilisation des ultrasons dans le diagnostic médical (49).

Les premiers fluxmètres (BALDES 1957, puis FRANKLIN 1959) mesuraient la vitesse des ultrasons se propageant entre un émetteur et un récepteur situés à une distance fixe l'un de l'autre, à l'extérieur du vaisseau. Cette première technique, dite "par transmission", a rapidement été détrônée par les méthodes exploitant la différence de fréquence des ultrasons émis par la source, et réfléchis par une surface mobile, en l'occurence, les cellules sanguines (technique dite "par reflection").

En 1961, SATOMURA et KANEKO décrivirent en grand détail un vélocimètre transcutané opérant à une fréquence de 5 Mégahertz.

Par la suite, les travaux de YOSHITOSHI (1966) et de Mc.LEOD

(1964) permirent l'élaboration de vélocimètres plus perfectionnés puisque directionnels.

Depuis, de nombreux travaux publiés aux Etats-Unis puis en France reflètent le grand intérêt porté à cette technique d'investigation atraumatique, qui a maintenant acquis une place de tout premier plan en angéiologie.

La recherche se tourne actuellement vers les appareils à émission pulsée, qu'on ne saurait cependant aligner sur les précédents du fait de leur manipulation plus complexe et de leur prix d'achat beaucoup plus élevé.

- En médecine vétérinaire, les ultrasons font également l'objet, depuis ces dix dernières années,de nouvelles méthodes d'investigation. Les plus nombreux travaux ont d'abord concerné la mesure transcutanée de la pression sanguine, au niveau de l'artère coccygienne chez le cheval (27) (28) (20) (42) et même le chat (32), et de l'artère tibiale chez le chien (26) (48).

Ces méthodes, d'une mise en oeuvre très simple présentent un grand intérêt lors de la surveillance d'une anesthésie,d'états de choc, et peut même aider à formuler un pronostic lors de coliques chez le cheval.

L'utilisation actuelle des ultrasons dans l'exploration cardiaque (échocardiographie) ou en obstétrique (diagnostics de gestation) ouvre des horizons nouveaux.

Dans le domaine angéiologique, les premiers fluxmètres

construits dès 1932 étaient basés sur les lois de l'induction électromagnétique, découvertes au XIXème siècle. Cette méthode reste encore la plus fiable pour obtenir expérimentalement une valeur absolue de la vitesse du courant sanguin (35) (36) (43) (44), mais elle exige de dénuder les vaisseaux étudiés, et ne peut ainsi être du domaine de la pratique courante.

Les travaux basés sur l'effet Doppler sont peu nombreux. Des mesures du flux artériel ovarique ont été effectuées notamment chez la brebis (7) , en plaçant de petits emetteurs-récepteurs d'ultrasons autour de l'ovaire, mais il s'agit encore ici d'une technique sanglante.

Nous citerons cependant les travaux de BUENO et Coll., en 1978, concernant la détection ultrasonore des anévrismes vermineux du cheval par voie transrectale (9).

Il est certain cependant que ces techniques sont appelées à revêtir une importance et un intérêt croissant dans les années à venir, en raison de leur facilité de mise en oeuvre, mais surtout de leur caractère non invasif.

## BASES THEORIQUES

### I. PRINCIPES PHYSIQUES

#### 1) Les ultrasons :

a) Production

Les ultrasons sont actuellement produits par effet piézo-électrique, en utilisant des cristaux tels que le quartz, le sulfate de lithium, le titanate de plomb ou de baryum.

b) Propriétés physiques (13)

Les ultrasons sont des phénomènes vibratoires, et suivent donc beaucoup de lois communes à celles de la lumière.

- Fréquence et intensité

. La fréquence des ultrasons se calcule selon la formule suivante :

$$f = \frac{c}{2\,e}$$

c = vitesse de propagation des ultrasons dans le milieu

e = épaisseur du milieu

Celle qui est employée par les vélocimètres oscille en général entre 2 et 10 Megahertz (c'est à dire 2 à 10 millions d'oscillations par seconde).

. L'intensité acoustique est proportionnelle au carré de la

fréquence et à la tension utilisée. Les intensités employées en diagnostic médical sont au maximum de l'ordre de quelques milliwatts par centimètre - carré de surface.

- Vitesse de propagation

Elle dépend bien sûr, des caractéristiques des milieux traversés, et est donnée, pour les liquides et les solides, par la formule suivante :

$$v = \frac{1}{\sqrt{x \rho}}$$

x = coefficient de compressibilité du milieu

$\rho$ = masse spécifique du milieu.

Dans le sang artériel, la vitesse moyenne des hématies est de l'ordre de 1,5 m/s (POHLMAN, RICHTER, PAROW 1939) (13).

- Amortissement

Lorsque le faisceau d'ultrasons traverse un milieu, il est en partie absorbé et réfléchi, et son amplitude s'atténue selon la formule :

$$a = A_0 e^{-\alpha a x}$$

$A_0$ = Amplitude initiale

$\alpha$ = Coefficient d'absorption du milieu

x = Distance du point considéré à la source

Le coefficient $\alpha$ décroit proportionnellement au carré de la fréquence des ultrasons, à la conductibilité calorifique et au coefficient de viscosité du milieu.

- Reflexion

Une partie du faisceau passant d'un milieu à un autre est réfléchie par l'interface. L'amplitude de ces ondes réfléchies est liée à l'impédance acoustique des deux milieux (loi de RALEIGH) , l'impédance acoustique d'un milieu étant égale au produit de la vitesse des ultrasons dans le milieu par la densité de celui-ci.

La réflexion augmentera donc d'autant plus que la différence d'impédance acoustique des deux milieux sera importante.

- Réfraction

Lorsqu'un faisceau ultrasonique incident n'est pas normal à la surface de séparation des milieux, une partie est réfractée. De plus, la surface de séparation gaz-solide est pratiquement imperméable aux ultrasons. Ceci explique l'utilisation d'un gel de contact entre la sonde émettrice et la peau, comme nous le verrons plus loin.

c) Propriétés chimiques :

D'une manière générale, tout système chimique en équilibre ou en évolution lente peut être accéléré et rendu explosif sous l'action des ultrasons, ce qui lui permet d'évoluer vers son état définitif (21). KREBS résume à ce propos les recherches effectuées par de multiples auteurs et dégage les principaux effets chimiques des ultrasons (13) :

Par rupture de liaisons chimiques, ils dépolymérisent les

polymères élevés (S.GYORGY et A.SZALAY,1933 ).

Ils confèrent à l'eau des propriétés oxydantes (A.KLING et R.KLING 1946). Il y aurait en effet activation de l'oxygène libéré par cavitation (voir plus loin) quand l'intensité ultrasonore est suffisante.

Ils peuvent entrainer la détonation de certains explosifs comme le triodure d'azote ou le fulminate de mercure, ceci essentiellement par effet thermique.

Dans certaines conditions , ils agissent comme agents physiquescatalyseurs de réactions chimiques.

Ils détruisent complètement les enzymes du lait, l'hémoglobine, les albumines, les gélatines, décomposent l'amidon, transforment les soies artificielles et les caoutchoucs, servent à la nitruration des aciers, d'où de nombreuses applications industrielles.

Dans toutes ces réactions chimiques, la fréquence n'a pas une importance primordiale. Elle peut varier d'1 kilohertz à plusieurs Megahertz. Par contre, si l'intensité des ultrasons est au dessous de la valeur nécessaire pour produire la cavitation (phénomène que nous étudierons plus loin), on ne constate aucune réaction chimique. Au dessus de ce seuil, la vitesse de réaction augmente proportionnellement à l'intensité.

d) Actions biologique - Risques potentiels de leur emploi en diagnostic médical

Le diagnostic ultrasonique nécessite l'exposition du patient aux radiations. La probabilité d'un effet indésirable dépend d'un grand nombre de facteurs liés à la nature de leurs interactions sur les systèmes biologiques. Il est en effet prouvé que les ultrasons possèdent un grand nombre de propriétés sur la matière vivante, même si tous les mécanismes n'en sont pas encore bien élucidés .

- Mécanismes des effets biologiques

On reconnait trois mécanismes principaux, même s'ils sont encore sujets à discussion.

* Les effets thermiques

La chaleur produite lors de l'absorption des ultrasons provoque une élévation de température qui, à un certain degré, peut entraîner des dégâts tissulaires irréversibles. Pour la majorité des tissus, ces températures limites avoisinent 50°C .

Cet effet thermique avait été suspecté par P.LANGEVIN en 1917, qui constata les sensations de brûlure que subissait une main plongée dans un liquide soumis à des ultrasons de forte intensité acoustique (13).

WOOD, LOOMIS et RICHARDS mirent en évidence de curieux

phénomènes en plongeant un thermomètre à tige de verre dans un bain ultrasonique : le thermomètre marquait 25°C. mais ne pouvait être tenu à la main (22).

En fait, il a été démontré qu'in vivo, aux fréquences et intensités utilisées en diagnostic médical, l'élévation thermique atteint à peine une fraction de degré celsius .

* Les effets de cavitation

Lorsqu'un champ ultrasonique traverse un milieu liquide, le passage de l'onde en chaque point se traduit par des variations de pression alternatives.

Dès que l'intensité ultrasonique dépasse une certaine valeur seuil , l'amplitude de ces variations de pression peut devenir très importante, et il se produit au sein même du liquide de véritables déchirements avec formation de bulles de vapeur, dont le volume s'accroît pendant une partie d'une alternance, et qui explosent brutalement pendant l'alternance suivante. Cela constitue le phénomène de cavitation.

Des pressions instantannées énormes, de l'ordre de 500 kg par $cm^2$, peuvent alors se produire lors de l'écrasement des bulles de vapeur, et se propagent en donnant naissance à des pressions locales extrêmement élevées. Ceci est utilisé notamment dans le nettoyage industriel des matériaux constituant les appareillages de haute précision (8).

Le phénomène de cavitation n'apparaît donc que pour une intensité seuil, d'autant plus importante que la fréquence est plus élevée, ainsi que le montre le tableau page suivante : (22) :

| Fréquence f | Intensité seuil pour provoquer la cavitation |
|---|---|
| $f < 10$ kHz | 0,4 W/cm$^2$ |
| $10 < f < 20$ kHz | 0,5 W/cm$^2$ |
| $20 < f \leq 100$ kHz | 1 W/cm$^2$ |
| 100 kHz $< f \leq 1$ MHz | 200 à 300 W/cm$^2$ |

HUETER et BOLT, 1955.

Ceci concerne les ultrasons se propageant dans l'eau, le niveau seuil dans les tissus mous étant sans doute plus élevé à fréquence égale.

Par conséquent, il est peu probable que la cavitation soit un facteur significatif contribuant aux risques du diagnostic ultrasonique puisque les intensités utilisées sont bien moindres (de l'ordre du milliwatt par centimètre carré).

De plus, d'après TOMBERG et DOGNON, le phénomène de cavitation n'aurait pas lieu dans les liquides de l'organisme (13).

* Les effets directs :

HILL (1968) considère que certains effets biologiques rapportés dans la littérature ...

ne peuvent être expliqués par le dégagement thermique ou la cavitation. Il a proposé le terme d'"effet direct" pour masquer l'ignorance de la nature du processus intermédiaire entre la vibration du champ ultrasonique et la réponse biologique observée (49).

- Inocuité des ultrasons

Les résultats expérimentaux relatés dans la littérature et mettant en évidence un éventuel effet nocif des ultrasons sur les tissus vivants sont encore peu nombreux du fait de l'application relativement récente de ces techniques.

WELLS (1969) a cependant rassemblé dans un tableau certaines expériences montrant les relations entre l'intensité ultrasonique et les effets biologiques observés (Tableau I)(49).

Ce tableau permettrait de conclure qu'il n'existe pas d'effet néfaste à des intensités inférieures à 0,1 $W/cm^2$.

De nombreux auteurs ont cependant mis en évidence un degré de sensibilité très variable selon les tissus, le système nerveux, la peau humaine et les tissus jeunes, d'une manière générale, nécessitant des précautions particulières.

Les quelques accidents survenus lors d'irradiation à des fins thérapeutiques (intensité inférieure à $4W/cm^2$)semblent imputables soit à une déficience du patient, soit à une mauvaise manipulation de l'appareil. C'est ainsi que chez l'homme, CHAPUIS (12) a pu observer une escarre dénudant

complètement la boite cranienne sur une surface de 4 $cm^2$, consécutive à l'irradiation prolongée d'un zona ophtalmique.

Des auteurs ont alors cherché à prouver la large marge de sécurité d'emploi des ultrasons en thérapeutique, en soumettant des animaux d'expérience à de puissant faisceaux ultrasonores soutenus. Ainsi, DONALD, MAC VICAR at BROWN (14) ne constatèrent aucune atteinte nerveuse chez des chats dont la tête fut soumise à un faisceau intermittent d'ultrasons d'une fréquence de 25 MHz et d'une intensité de 1,5 $mW/cm^2$.

Les recherches de teratogénèse ou de mutations génétiques sur des souris n'ont donné aucun résultat à des intensités supérieures à celles utilisées en diagnostic médical.

Enfin, aucun effet délabrant n'a été observé par BISHOP (5) après utilisation du foetomètre sur plus de 600 gestations humaines.

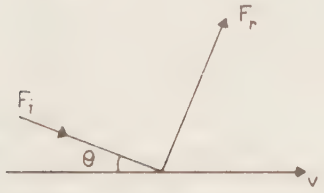
Tout ceci laisse donc supposer qu'aux doses utilisées en diagnostic ultrasonique, le temps d'irradiation d'un tissu particulier étant par ailleurs très court, l'innocuité des ultrasons est pratiquement totale. En thérapeutique, il convient cependant d'éviter une utilisation prolongée , notamment sur les animaux gestants et les très jeunes individus, toujours plus sensibles.

2) L'effet Doppler - Principe :

Une énergie électrique de haute fréquence (généralement 2 à

8 M Hz) est envoyée à un cristal émetteur situé à une extrémité d'une sonde transcutanée. Le cristal, par effet piezoélectrique, convertit cette énergie en ultrasons, qui sont alors propagés sous la forme d'un faisceau divergent.

Chaque fois qu'une interface entre des tissus différents se trouve dans le champ du faisceau emetteur, une fraction de l'énergie est diffusée, et une fraction est réfléchie vers le cristal récepteur de la sonde. Les ultrasons réfléchis par une interface immobile reviennent avec la fréquence initiale, mais ceux réfléchis par des interfaces en mouvement subissent une variation de fréquence proportionnelle à la vitesse de déplacement de celles-ci. C'est le principe de l'effet Doppler.




Fi = fréquence incidente
$F_r$ = fréquence réfléchie
v = vitesse du mobile
c = vitesse de propagation du son dans le milieu.

On montre que : $F_i - F_r = F_i \times \frac{2\ v \cos.\theta}{c}$ (16)

Remarquons dès maintenant que le calcul de v n'est possible que si l'on connaît l'angle θ , angle du faisceau incident par rapport à la direction de propagation de l'interface réfléchissante.

TABLEAU I : "Résultats de quelques expériences montrant la relation entre l'intensité des ultrasons et les effets biologiques observés" (49)

| Intensité W/cm² | Fréquence M Hz | Durée de l'irradiation mn | Effet biologique recherché | Résultat | Référence |
|---|---|---|---|---|---|
| < 1050 | 2,7 | ≃ 0,1' | Lésions du cerveau | + | BASAURI et LELE (1962) |
| 1000 | 1 | 0,5 | Variations de perméabilité des fibres du muscle de la grenouille | + | HUGHES (1963) |
| ≃ 400 | 0,6-2,7 | ≃ 0,1 | Blocage du nerf | + | LELE (1963) |
| 7-120 | 1-3 | ≃ 0,3 | Variation de conduction nerveuse | + | TAKAGI (1960) |
| 60 | 1 | ≃ 0,5 | Lésions du foie | + | CURTIS (1965) |
| 30-40 | 1 | < 0,7 | Blocage du nerf | + | FRY (1950) |
| 30 | 1 | < 8 | Dégradation de l'ADN | + | HAWLEY (1963) |
| ≃ 25 | 3 | 2 | Lésions chez Daphnia | + | WELLS (1968) |
| 20 | 3 | 10 | Variations de la perméabilité de l'oreille interne | + | JAMES (1963) |
| ≃ 10 | 0,3 | 1-2 | Mortalité chez Spirogyria | | WOOD et LOOMIS (1927) |
| 0,4-4 | 0,8 | 0,1-20 | Anomalies de développement chez Drosophilia | + | FRITZ-NIGGLI et BONI (1950) |
| ≃ 2 | 0,8 | < 10 | Blocage du nerf | + | HERRICK (1953) |
| < 1,5 | 1-3 | ≃ 10 | Lésions en physiothérapie | - | PATRICK (1966) |
| 0,1-1 | 3,6 | ≃ 5 | Vitesse de régénération tissulaire | + | POND et DYSON (1967) |
| ≃ 0,05 | 15 | 15-30 | Lésions du cerveau | - | FRENCH (1951) |
| ≃ 0,01 | 2-2,5 | ≃ 20 | Légions génétiques et autres chez la souris | - | SMYTH (1966) |
| ≃ 0,005 | ≃ 2 | ? | Anomalies de développement chez le lapin | - | HOLMES et HOWRY (1963) |
| ≃ 0,0015 | 2,5 | 60 | Lésions du cerveau chez de jeunes chats | - | DONALD (1958) |
| ≃ 0,0015 | 2 | 1440 | Anomalies de développement chez la grenouille et la perche | - | ANDREW (1964) |
| ≃ 0,001 | 2 | 30-90 | Lésions du cerveau | - | GARG et TAYLOR (1967) |

Dans le cas des émissions utilisées, de 2 à 8 M Hz, la différence de fréquence (ou battement) entre le faisceau émis et le faisceau réfléchi varie de 0 à 5 000 Hz (16) .Elle se trouve donc dans le spectre audible, et l'on peut ainsi recueillir ce signal sur haut-parleur.

Cette différence de fréquence peut également être convertie en énergie mécanique et traitée par les circuits électroniques de l'appareil pour donner un enregistrement graphique représentant les variations de vitesse de l'interface en mouvement au cours du temps.

3) Application du principe Doppler à la vélocimétrie sanguine

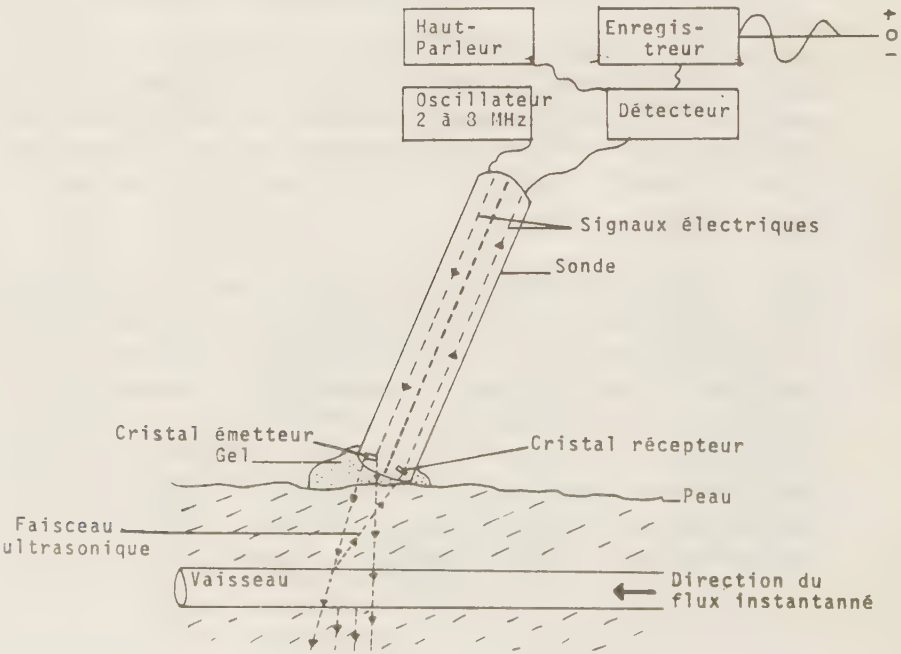
Les cellules sanguines réfléchissent très bien les ultrasons de haute fréquence. Il est donc possible de leur appliquer le principe ci-dessus et de mesurer leur vitesse de déplacement, ou mieux, de visualiser les variations de cette vitesse au cours du temps (c'est à dire tout au long de la révolution cardiaque).

Dans les tissus mous et les milieux liquides, qui absorbent peu d' ultrasons, la pénétration du faisceau est peu atténuée. Par contre, les tissus durs, tels que l'os, absorbent rapidement les ultrasons de haute fréquence, et provoquent ainsi une diffusion très importante, ce qui rend les mesures vélocimétriques à travers les os impossibles (46). Ceci explique que l'on ne puisse examiner selon cette méthode que les vaisseaux dont le trajet reste assez superficiel (3 à 6 cm de profondeur selon la fréquence utilisée).

De plus, si l'on ne prend pas de précautions particulières, l'interface entre la sonde et la surface de la peau provoque une réflection des ultrasons qui atténue le signal reçu et empêche le manipulateur de faire de bons enregistrements. Cet effet est minimisé si l'on utilise un gel de contact (exemple gel Aquasonic 100) entre les deux surfaces pendant tout l'examen, supprimant ainsi toute interposition gazeuse.

## II. MESURE DE LA VITESSE SANGUINE

### 1) Schéma de l'appareillage :



a) Emission et réception des ultrasons

La sonde transcutanée (ou transducteur) utilisée est donc composée de deux parties : un cristal émetteur et un cristal récepteur, taillés de façon rigoureuse, et dont on utilise les propriétés piézoélectriques. Un oscillateur électronique relié à une batterie de fréquence propre allant de 2 à 8 MHz en général excite le cristal émetteur. Celui-ci entre donc en vibration et donne naissance à une onde ultrasonore qui se propage et se réfléchit dans les tissus. Si la réflexion a lieu sur des parois en mouvement, l'onde réfléchie,affectée de l'effet Doppler, excite le cristal récepteur avec une fréquence différente de celle de l'onde incidente.

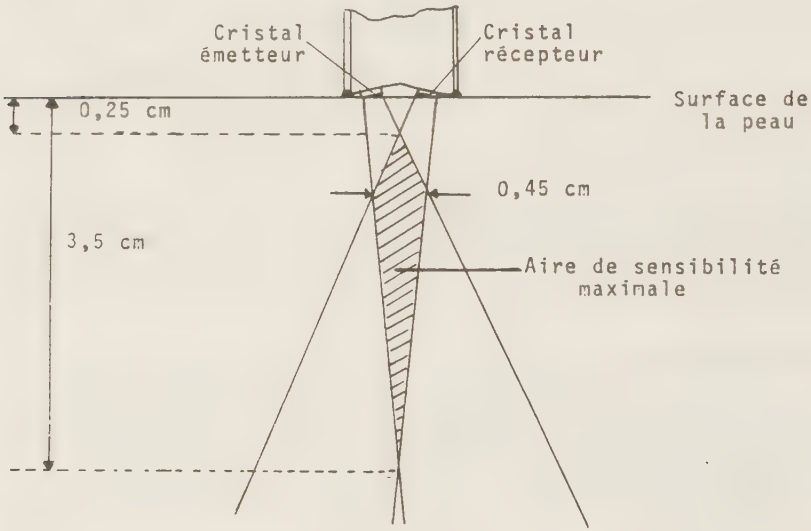
L'écart entre les deux fréquences, incidente et réfléchie, est convertie en un signal électrique basse fréquence, qui peut être amplifié sur haut parleur et enregistré graphiquement.

L'enregistrement sur un graphe donne donc un déplacement du stylet proportionnel à la valeur instantannée de la vitesse sanguine dans le vaisseau examiné. Le tracé est infléchi d'un côté de la ligne zéro si le flux s'éloigne du capteur et de l'autre s'il s'en rapproche.

Ainsi, dans le vaisseau illustré page suivante, la direction du flux va de droite à gauche, c'est à dire s'éloigne de la sonde émettrice, de telle sorte que le signal Doppler est négatif (Déflection sous la ligne zéro sur le graphique enregistré), la fréquence réfléchie étant inférieure à la fréquence incidente.

b) Caractéristiques du faisceau ultrasonique

Pour avoir un faisceau ultrasonique aussi bien défini que possible, il faut une disposition particulière des deux cristaux émetteurs et récepteurs (46). Les deux pinceaux ultrasoniques se croisent ainsi à une distance convenable de la sonde, ce qui permet de délimiter une aise de sensibilité maximale, comme le montre le schéma suivant :




Dimensions du faisceau ultrasonique (9)

Dans les sondes utilisées en diagnostic courant, l'angle entre les deux cristaux est de 160°. En dehors de cette aire de sensibilité maximale, les signaux sont fortement atténués.

En fait, le schéma page précédente est théorique. Mais dans les tissus mous et les liquides, la pénétration du faisceau ultrasonique est à peine modifiée.

2) Mesure de la vitesse moyenne du sang circulant

Lors de la mesure de la vitesse du sang dans un vaisseau, le faisceau d'ultrasons se réfléchit, à chaque instant, sur des cellules se déplaçant à des vitesses différentes. En effet, la circulation est plus rapide au centre du vaisseau que près des parois, comme nous le verrons plus loin.

De même, les parois vasculaires sont mobiles et renvoient d'autres signaux. GREEN (1964) a de plus montré le rôle du mouvement Brownien des petites particules réfléchissantes dans le courant sanguin (21). Le signal Doppler recueilli se présente donc comme un spectre de fréquences, et la mesure de la vitesse sanguine ne peut s'apprécier que par le calcul d'une vitesse moyenne.

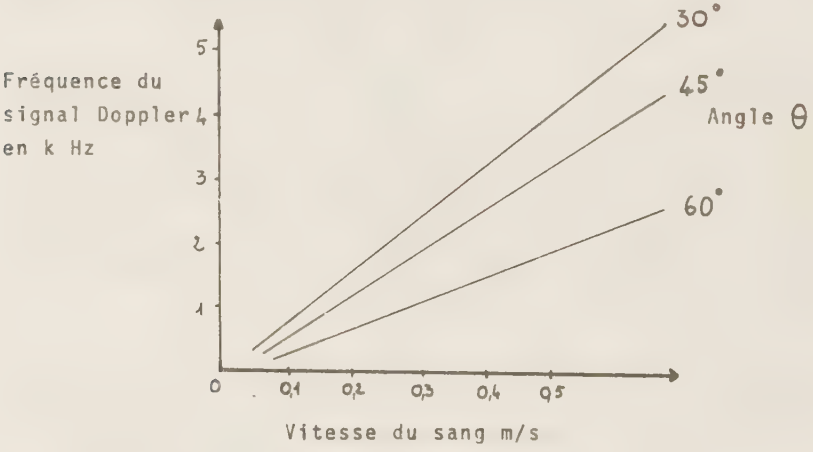
Il est pourtant possible d'éliminer un certain nombre de fréquences parasites (Mouvements vasculaires, brownien)par un filtre spécial. Ceci est relativement simple puisque, par exemple, les mouvements vasculaires sont beaucoup plus lents (De l'ordre de 0,025 m/s maximum) que la vitesse des hématies.

En reprenant la formule caractérisant l'effet Doppler ;
$Fi - Fr = Fi \times \frac{2 \vec{v} \cos \theta}{c}$ , nous constatons que pour avoir un signal maximum, il faut un angle $\theta$ le plus petit possible.

Ceci est en contradiction avec le contact maximum nécessaire entre la sonde et la peau pour éviter l'interposition d'air.

En pratique, il faut donc adopter un compromis, en utilisant un angle θ (angle entre l'axe de la sonde et la direction du flux, donc du vaisseau) proche de 45°, le vélocimètre étant gradué en conséquence.

Le schéma ci-dessous illustre les relations entre l'intensité du signal Doppler et la vitesse sanguine, pour des angles de 30, 45 et 60°. (46)




3) Limites de la technique

L'amplitude du signal enregistré depend donc de l'angle de la sonde et du vaisseau. Or, en pratique, il s'avère difficile d'effectuer les mesures en conservant un angle constant

de 45°, angle pour lequel sont étalonnés les vélocimètres. Il n'est donc pas possible d'obtenir la valeur absolue de la vitesse d'une manière précise.

Cependant, nous verrons que 'c'est la forme caractéristique de la courbe enregistrée qui est importante à considérer, et donc les variations de la vitesse du flux sanguin au cours du cycle cardiaque.

Il faut également souligner qu'on ne peut déduire d'une vitesse moyenne la valeur du flux moyen, celui-ci dépendant du calibre du vaisseau, qui varie également au cours du temps.

## III. HEMODYNAMIQUE CIRCULATOIRE

### 1) Généralités :

Nous limiterons notre étude au réseau artériel, l'exploration du réseau veineux faisant intervenir des épreuves (compressions, épreuves de froid..) plus difficiles à mettre en oeuvre et rendant la mesure moins immédiate.

Il faut cependant souligner que la vélocimétrie Doppler peut s'appliquer à tous les vaisseaux où la vitesse dépasse 1cm/s.

Or, chez l'homme, CAZAUBON (11) donne les valeurs suivantes :

. Aorte 28 cm/s . Veine cave 20 cm/s

. Capillaires 0,4 mm/s

a) Les trois grandeurs fondamentales de l'hémodynamique

Ce sont le débit Q, la pression P et la résistance R (47).

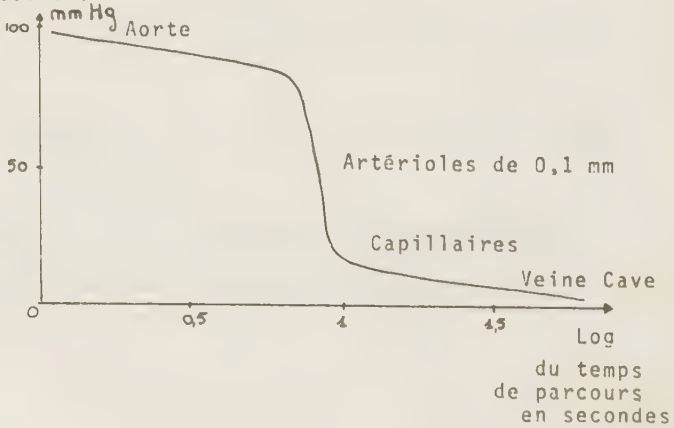
Ces trois grandeurs sont liées entre elles, en dehors des tronçons moteurs ventriculaires, par une relation qui traduit le fait que l'essentiel des écoulements sanguins suivent la loi de Poiseuille.

Ainsi, entre deux points A et B du circuit :

$$P_A - P_B = Q . R_{AB}$$

La pression va en diminuant dans le sens de l'écoulement. C'est ainsi que sur la courbe représentative de l'évolution des pressions, le long du réseau vasculaire, VADOT (47) montre qu'il y a une localisation étroite de la chute de pression au niveau des artères d'un diamètre d'un dixième de millimètre environ. Ceci traduit le rôle particulier joué par les précapillaires dans le mécanisme de la régulation du débit et de la pression.

Evolution de la pression systémique en fonction du logarithme du temps de parcours



La viscosité apparente du sang diminue également dans les vaisseaux de petit diamètre, qui sont précisément ceux qui offrent la plus forte perte de charge à l'écoulement.

Quant aux résistances vasculaires, elles varient en particulier sous l'effet de la vasomotricité (surtout dans la circulation systémique) ou sous l'effet de la pression ou du débit (surtout dans la circulation pulmonaire), par l'extensibilité des parois.

b) La paroi artérielle - Propriétés

Le comportement des vaisseaux en présence d'un écoulement pulsatile est sous la dépendance des modifications de leur diamètre et de leur volume, sous l'effet de la pression, c'est à dire sous la dépendance de leur élasticité.

La paroi artérielle se comporte comme un ressort qui devient de plus en plus raide au fur et à mesure qu'on l'étire (47). En effet, l'extensibilité décroît de façon continue de la crosse aortique aux fémorales.

La résistance de la paroi artérielle est de 1,4 à 1,7 fois plus forte dans le sens transversal que dans le sens longitudinal. Cela s'explique par la structure fine de la paroi, les éléments fibreux de la media étant disposés transversalement.

En effet, c'est la media qui joue le rôle principal, l'adventice intervenant également pour les fortes pressions.

Dans les vaisseaux de 100 à 200 $\mu$ de diamètre, le rôle du muscle lisse est cependant primordial.

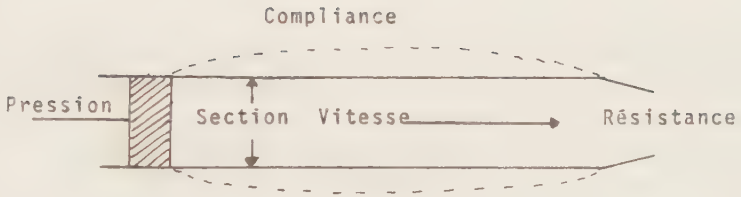
Du point de vue structure fine, la paroi artérielle est essentiellement constituée de deux molécules douées de propriétés élastiques : l'élastine 30% et le collagène 20%. L'élastine intervient surtout lors de faibles pressions, les fibres de collagène, très coutournées, se dépliant d'abord avant de se tendre.

c) Vitesse du sang et hémodynamique générale

On peut définir la vitesse du sang dans les vaisseaux par la relation :

$$V = \frac{1}{R} \cdot \frac{1}{S} \cdot P + C \frac{dP}{dt} + K \qquad (16)$$

V = vitesse du sang en cm/s
R = résistance au débit
S = section du vaisseau en $cm^2$
P = pression efficace en mm Hg
C = compliance du vaisseau liée à l'élasticité des parois (terme employé par les anglosaxons)
t = temps
K = constante




Schématisation de la relation d'hémodynamique générale (16)

La résistance au débit, ou résistance systémique, est représentée par un ensemble de résistances en parallèle que sont les organes principaux.

D'une manière théorique, l'écoulement continue en régime de Poiseuille dans un tube à section circulaire est caractérisé par une répartition parabolique de vitesse, suivant un diamètre. On peut donc constater grossièrement deux zones dans la veine fluide : une zone centrale à grande vitesse, et une zone périphérique où la vitesse est considérablement ralentie près des parois du fait de la viscosité. Il résulte de cette particularité que la zone centrale sera dominée par les effets d'inertie, et la zone périphérique, à faible énergie cinétique, subira plus facilement les effets de la pression. Ces effets vont se manifester dans le cas où une pulsation périodique de pression vient se surajouter à l'écoulement général, comme pour une artère (47).

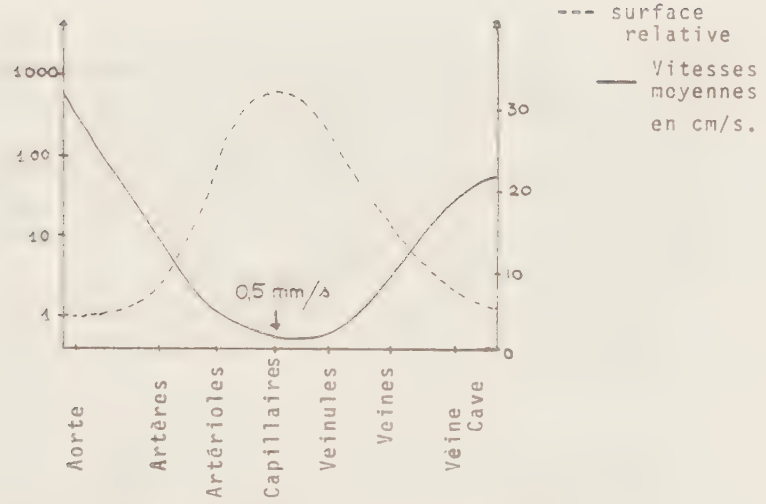
Observant la répartition des vitesses suivant un diamètre dans une artère fémorale de chien, par exemple, HALE, Mc DONALD et WOMERSLEY montrent qu'aux différents instants de la période cardiaque, on obtient des courbes d'allures

très différentes (19). Partant d'une vitesse nulle juste avant l'arrivée de l'onde de pression, on voit le profil de vitesse prendre tout d'abord une allure sensiblement parabolique, puis la vitesse s'inverse près des parois, cependant que la vitesse centrale reste parabolique. Cette répartition est due précisément à l'effet du gradient de pression sur la zone périphérique ralentie par la viscosité.

Profil des vitesses au cours du cycle cardiaque (19)
(artère fémorale chien)

En pratique, il faut donc s'efforcer de recueillir un signal Doppler maximum, correspondant à la vitesse au centre du vaisseau.

Quant à l'évolution de la vitesse tout au long de l'axe artérioveineux, elle diminue sensiblement avec le calibre des vaisseaux selon le schéma page suivante : (1)




Chacun des paramètres (vitesse, résistance au débit, compliance, section...) variant beaucoup selon le type de vaisseau et le point où on l'étudie, il convient donc d'examiner successivement les particularités hémodynamiques et vélocimétriques des différents tronçons (grosses artères, moyennes artères et réseau artériolocapillaire).

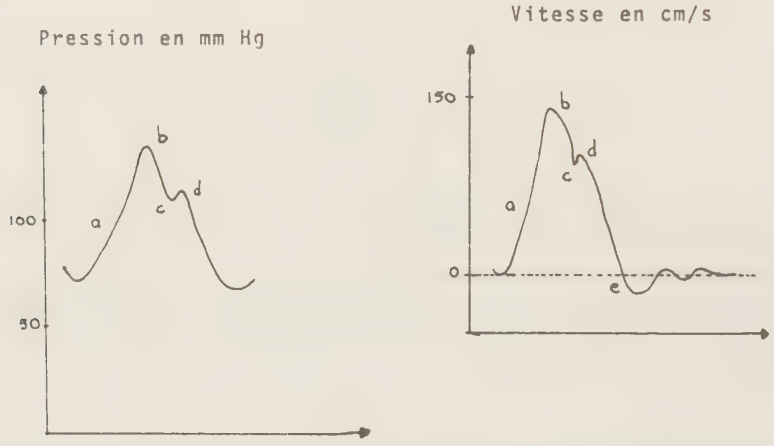
2) Hémodynamique et vélocimétrie des différents types de secteurs artériels

a) Hémodynamique aortique

Les variations de vitesse instantannée, en un point quelconque du système vasculaire, sont la résultante de l'ensemble des modifications subies par la courbe de vitesse

recueillie à l'origine de l'aorte, que l'on peut appeler complexe vélocimétrique de base (16).

Cette courbe est en relation directe avec les variations cycliques de pression liées à l'activité cardiaque, et on peut donc pratiquement superposer à ce niveau les courbes de vitesse et celles de pression.




Vitesse et pression à l'origine de l'aorte (1)

Ce complexe de base est donc constitué d'une phase d'accélération rapide a (branche anacrote) puis d'une phase de décélération plus lente b (branche dicrote) interrompue par l'encoche dicrote c et un léger sursaut d (onde dicrote). La courbe se termine par une onde négative e (le flux sanguin retourne vers le coeur). c et d correspondent à la

fermeture des valves sigmoïdes. L'onde de reflux e traduit la descente de l'anneau aortique. La courbe subit encore quelques oscillations (liées à l'élasticité des parois artérielles) et la vitesse s'annule pratiquement durant la diastole.

Lors de cardiopathies (troubles de l'éjection, du rythme, régurgitation), le complexe de base se trouve modifié et cela se répercute sur les courbes vélocimétriques recueillies à distance.

Par contre, si le coeur est sain, toute modification du complexe vélocimétrique périphérique souligne une caractéristique normale ou pathologique du système étudié.

b) Hémodynamique artérielle

L'équation hémodynamique générale énoncée ci-dessus nous montre que la vitesse sanguine dans une artère dépend du calibre (1/S) de cette artère, de l'élasticité de ses parois, et de la résistance du secteur aval. Etudions successivement ces trois paramètres :

- Calibre artériel

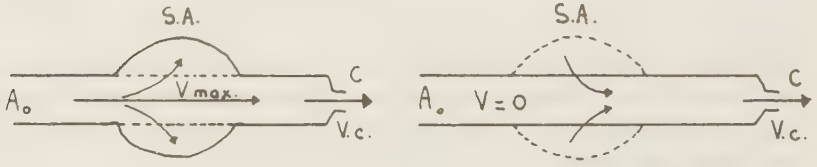
Bien que ses ramifications soient de plus en plus grêles, l'arbre artériel présente par tranches d'épaisseur égales, une capacité totale de plus en plus grande en s'éloignant du coeur (45). Il en résulte que la pression et la vitesse du

sang diminuent régulièrement du coeur aux capillaires.

Ces réductions de vitesse modifient le complexe vélocimétrique de base dans le sens d'une diminution d'amplitude homogène.

- Elasticité des parois artérielles

L'élasticité des parois artérielles peut par contre modifier de façon importante le complexe de base (16). Ceci a bien été étudié en médecine humaine, lors de recherches sur l'athérosclérose. Cette modification des courbes en fonction de l'élasticité des parois s'explique par l'effet WINDKESSEL : lors de la systole, les artères se dilatent et emmagasinent une certaine quantité de sang, qu'elles restituent au cours de la diastole comme le montre le schéma suivant :




Systole Diastole

$A_o$ = origine de l'aorte
C = capillaire
S.A. = Sac Artériel V.c. = Volant circulatoire

Cet effet est d'autant plus net que l'élasticité , la pression efficace, et les résistances d'aval seront plus importantes, mais surtout équilibrées entre elles (16). A ce moment-là, les courbes vélocimétriques seront très proches du complexe de base.

On peut "visualiser" l'effet Windkessel grâce aux oscillations suivant le pic d'éjection systolique, lorsque le flux tend à s'annuler, en cours de diastole. L'extensibilité des parois artérielles permet donc au ventricule gauche de se vider rapidement dans l'arbre artériel, même si les résistances artériolocapillaires sont élevées. Leur pouvoir de rétraction élastique permet de maintenir un flux pendant la diastole. C'est cette élasticité active qui, en amortissant les à-coups de chaque pulsation, constitue le principal volant entre le débit cardiaque discontinu et le débit capillaire continu.

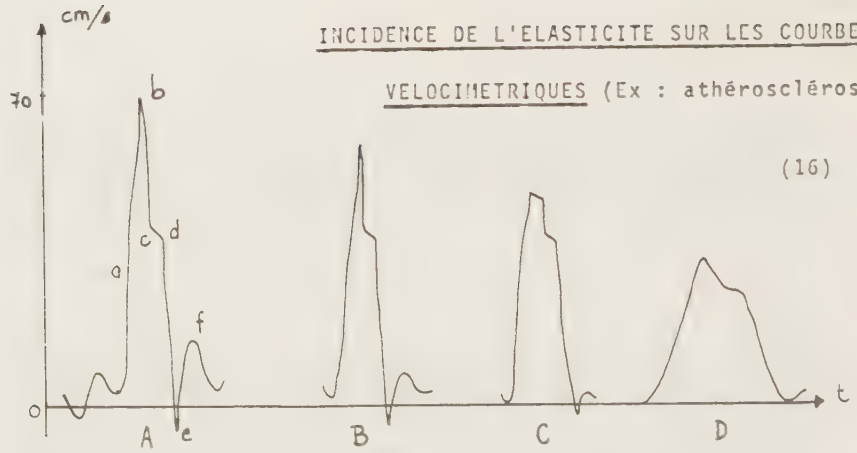
La perte progressive par athérosclérose de l'élasticité des parois artérielles entraîne d'abord une réduction jusqu'à l'annulation de l'onde positive secondaire suivant le pic d'éjection systolique, puis réduit le reflux et même écrête en l'élargissant le complexe de base.

Incidence de l'élasticité sur les courbes vélocimétriques :
(ex : athérosclérose) (16)

Voir graphique page suivante...

INCIDENCE DE L'ELASTICITE SUR LES COURBES VELOCIMETRIQUES (Ex : athérosclérose)

(16)




A : Sujet jeune B C : Etats intermédiaires
D : Sujet âgé très artérioscléreux

On notera que l'artère agit comme une pompe active secondaire, en se contractant activement pendant la diastole cardiaque, et en se dilatant activement devant l'ondée systolique, ce qui facilite le travail cardiaque et diminue les résistances à l'écoulement sanguin. On ne doit plus l'assimiler à un simple tuyau élastique et inerte. La perte de ses qualités par sclérose entraîne donc une augmentation des résistances, ce que la pratique de la vélocimétrie Doppler confirme quotidiennement en médecine humaine.

- Résistance du secteur aval

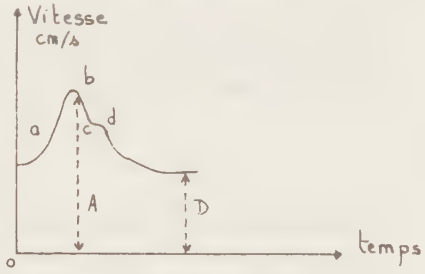
Elle intervient de façon capitale pour modifier le complexe vélocimétrique de base. En effet, le réseau artériolocapillaire constitue le facteur dominant de la régulation des débits, donc des vitesses du sang dans les vaisseaux.

L'analyse des tracés artériels Doppler permettra donc indirectement d'explorer ces secteurs et les modifications seront d'autant plus fidèles que les territoires explorés seront plus vastes, le sac artériel plus grand et l'effet Windkessel plus sensible.

Le secteur artériolocapillaire intervient par conséquent en modifiant les résistances à l'écoulement grâce à sa faculté énorme de variation rapide et considérable de calibre (Sa section globale est mille fois supérieure à celle de l'aorte).

Si nous considérons un tronçon artériel dont la pression systolodiastolique P reste constante et que nous faisons varier les résistances artériolocapillaires d'aval R, nous obtiendrons les courbes suivantes : (D'après FRANCESCHI Cl.) (16)

(1) R<<<P diastolique



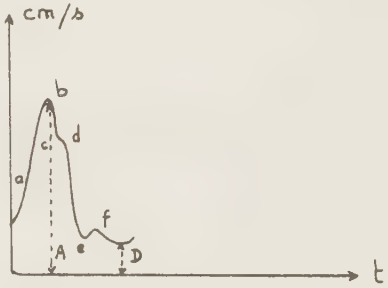

La vitesse maximale A est très élevée : il existe alors un flux persistant pendant toute la diastole, appelé flux permanent (D).

Le reflux e et l'onde secondaire f n'apparaissent pas.

(les résistances étant très faibles, l'effet Windkessel intervient peu).

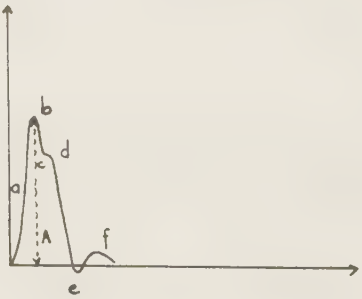
Le surcrôît systolique A-D est plus large que dans le complexe de base par étalement de la branche b, et relativement moins ample.

(2) R < P diastolique



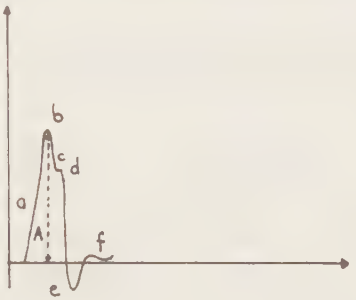

Si R s'élève tout en restant inférieur à P diastolique, A diminue un peu mais relativement moins que D, ce qui fait que A - D gagne un peu d'amplitude. Simultanément, e et f s'accentuent, et la pente b est plus raide (L'effet Windkessel commence à se faire sentir).

(3) R = P diastolique



Le complexe vélocimétrique de base est reconstitué. Il n'y a plus de flux diastolique, ce qui augmente légérement A - D.

(4) $P_{diast} < R \ll P_{syst.}$




A diminue, le temps systolique se raccourcit, le reflux s'accentue et l'onde secondaire f diminue. Ces caractères s'exagèrent pour des résistances encore plus élevées, jusqu'à l'annulation du flux quand R est égal ou supérieur à A.

FRANCESCHI (16) suggère, pour illustrer ces considérations théoriques, d'enregistrer au Doppler le flux radial d'un homme, en lui demandant de serrer progressivement le poing, ce qui augmente les résistances, puis de le desserer, ce qui les effondre momentanément par effet de pompe.

En résumé, un flux nul en diastole témoigne d'une résistance élevée, alors qu'un flux nettement positif indique une résistance faible. L'interprétation des courbes se fera par comparaison avec les tracés normaux, et sera facilitée par l'enregistrement simultané de l'ECG , ce qui permet d'identifier nettement les dépolarisations auriculaires et ventriculaires.

c) Particularités des différents secteurs artériels

FRANCESCHI considère qu'on peut donc classer les artères en fonction de la relation pression - vitesse - résistance, et prévoir le type de courbe vélocimétrique qué l'on obtiendra.

Ainsi, les artères à destinée musculaire ou cutanée correspondent à des territoires dont les résistances sont très variables selon l'activité musculaire et la chaleur ambiante. Elles présenteront des courbes vélocimétriques proches des cas (3) et (4) illustrés ci-avant.

Les artères carotides internes, vertébrales, rénales, qui irriguent des territoires à faible résistance et variant peu à l'état physiologique, ont des régimes de vitesse de type (1), avec un flux diastolique important.

Les artères à destinée mixte, comme la carotide primitive, musculaire par sa brahche carotide externe, et cérébrale par sa branche carotide interne, ont des régimes de vitesse intermédiaires.

## IV. INDICATIONS DE L'EXAMEN DOPPLER

Les variations au cours du temps de la vitesse sanguine sont donc dues à l'effet combiné des changements de pression résultant de l'activité cardiaque, et de l'activité motrice propre du réseau artériel. L'analyse des tracés vélocimétriques obtenus peut alors éclairer dans une certaine mesure le praticien

sur l'état d'intégrité des deux systèmes, cardiaque et artériel.

En ce qui concerne le système périphérique veineux, un troisième facteur entre en jeu : il s'agit de la respiration (négligeable en vélocimétrie artérielle). Cependant, l'écoulement sanguin dans le réseau veineux étant beaucoup plus uniforme au cours du temps, l'analyse des tracés ne suffit pas au diagnostic. Il est nécessaire de provoquer des accélérations du flux par des compressions veineuses, ou de stimuler la circulation par des procédés physiques (épeuve du froid, épreuve d'effort...).

1) Exploration cardiaque :

La vélocimétrie artérielle Doppler permet d'explorer le coeur gauche, et tout particulièrement le fonctionnement de la valvule aortique (sténose ou insuffisance). Elle permet également d'apprécier les vitesses d'éjection maximum du ventricule. L'enregistrement devra se faire le plus près possible du coeur (Artères sous-clavières chez l'homme, carotide primitive chez le cheval et le chien).

Par contre, les tracés obtenus lors de cardiopathies mitrales n'ont pas permis d'établir l'existence de modifications appréciables ou univoques de l'onde de vélocité sanguine (24).

La deuxième application de la vélocimétrie artérielle Doppler en cardiologie concerne les troubles du rythme.Il est en effet important de noter leur retentissement sur la

circulation périphérique (24). Ainsi, la méthode permet d'apprécier facilement l'efficacité circulatoire des extrasystoles, la chute du débit périphérique engendrée par les troubles du rythme tels que les tachycardies supraventriculaires, les flutters auriculaires, les tachy-arythmies, ou les tachycardies ventriculaires.

On conçoit également l'intérêt d'une surveillance permanente du flux artériel au cours de certains états cardiovasculaires aigüs, au cours d'un collapsus, d'arrêt cardiaque ainsi que pour suivre les progrès d'une réanimation cardiaque (24).

2) Exploration artérielle

La vélocimétrie artérielle Doppler permet de découvrir des zones de frein circulatoire (sténose ou thrombose) et d'évaluer leur importance fonctionnelle. Elle est utile pour apprécier les résistances artérielles périphériques en aval du point exploré, et pour avoir une idée de l'élasticité artérielle (sujet surtout important en médecine humaine).

Ainsi, le régime circulatoire dans les artères étant considéré comme de type laminaire, les irrégularités de calibre peuvent entraîner des accélérations, des ralentissements, des régimes turbulents, et une perturbation des gradients de pression.

Les complexes vélocimétriques se trouvent ainsi modifiés

et leur analyse permet alors d'identifier le trouble circulatoire en cause.

a) Sténose

Une sténose se traduit par une diminution locale de la lumière artérielle, plus ou moins importante, l'extrême en étant l'oblitération totale. La plupart des sténoses ne deviennent d'ailleurs fonctionnelles que lors d'une réduction de calibre d'au moins 40 à 60%.

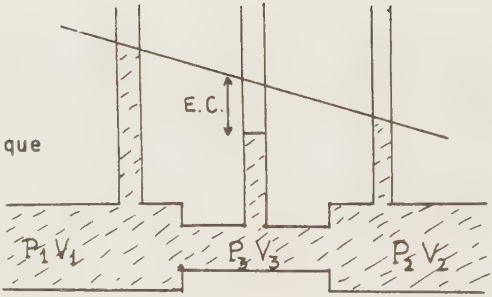
Le rétrécissement luminal provoque une augmentation de la vitesse sanguine à son niveau, proportionnellement au degré de la sténose. Cela se traduit, à l'écoute, par un son plus aigü, mais moins fort (le flux étant rétréci, la quantité d'ultrasons réfléchis sera moindre). On peut donc, en examinant tout un trajet artériel, localiser une telle modification et en apprécier le degré, la longueur, la régularité.

La diminution locale du calibre de l'artère provoque également une modification des gradients de pression, et ceci suivant le principe de BERNOUILLI. Il se produit une chute de la pression en aval de la sténose, chute encore plus importante au niveau du rétrécissement lui-même, ceci par dissipation de l'énergie de pression en énergie cinétique (16).

$P_1 > P_2 > P_3$

$V_1 = V_2 < V_3$

E.C.=Energie Cinétique

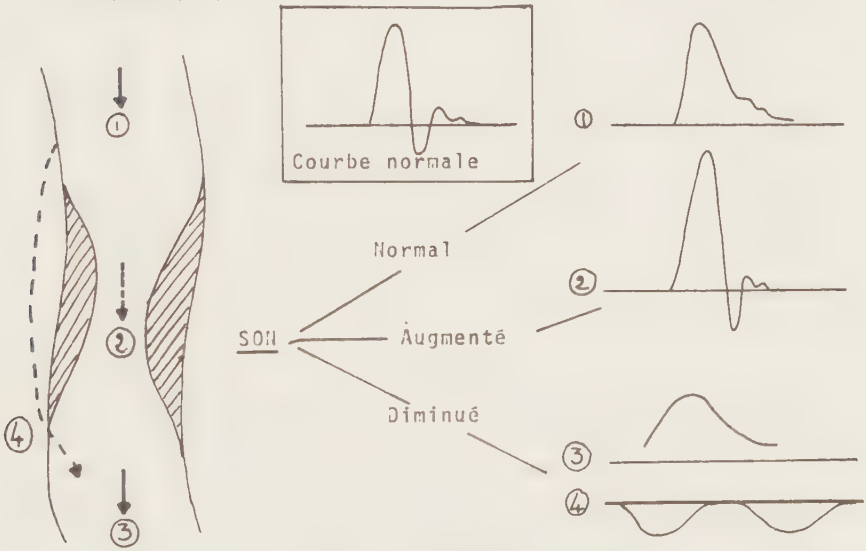



Principe de BERNOUILLI
(d'après A.BURTON) (1)

Ainsi, l'augmentation de la vitesse et de la pression d'amont ont pour effet, dans les sténoses sévères, d'accentuer le rétrécissement au lieu de favoriser le passage du flux. Ceci explique les épreuves d'effort, visant à augmenter le débit cardiaque, afin de rendre apparente une sténose qui n'entrainait pas de modifications sensibles des courbes vélocimétriques, c'est à dire pour laquelle la diminution de calibre atteint 50 à 60%.

Dans ce cas, la courbe en amont témoigne de la forte résistance créée par la sténose avale. On note en effet un enraidissement de la partie diastolique de la courbe qui tend à s'annuler rapidement (Donc, disparition de l'onde de reflux) (16). La présence d'une circulation collatérale plus ou moins développée peut modifier ces courbes théoriques et provoquer l'apparition d'un flux diastolique permanent (40).

En aval de la sténose, la résistance étant fortement diminuée par suite de la chute de pression (vasodilatation périphérique compensatrice),on note une augmentation progressive du temps de passage du flux par élargissement du complexe systolique (augmentation du temps de descente, puis de celui de montée) et apparition d'un flux diastolique permanent (L'onde de reflux disparaît également précocément). L'amortissement maximal est représenté par une courbe qui n'a plus ni temps de montée ni temps de descente, mais simplement un flux continu non modulé par les pulsations cardiaques (40).




D'Après CAZAUBON (11)

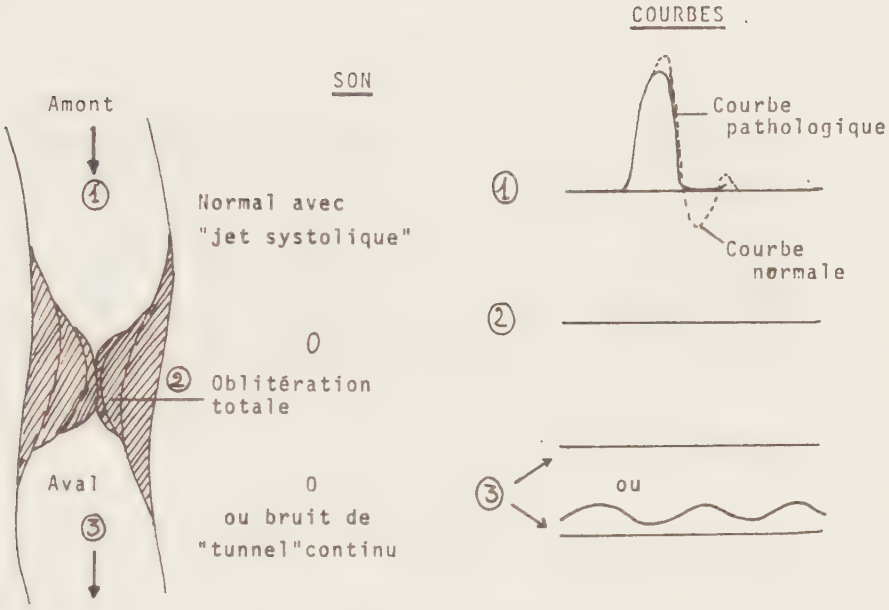
Ces courbes peuvent être modifiées, notamment au niveau de la sténose, par les turbulences éventuelles, et l'importance de la circulation collatérale (qui peut amener jusqu'à l'inversion du sens de l'écoulement dans certaines artères).

b) Oblitération totale

Lorsque le rétrécissement est très important, la viscosité sanguine devient un frein majeur, ce qui peut amener à l'interruption complète du flux. L'occlusion totale est alors imminente.

En amont de l'obstacle, le flux sanguin aura à lutter contre une résistance à l'écoulement, d'autant plus grande que l'on se rapproche de l'oblitération. Cela se traduit sur les courbes par un ralentissement global, avec diminution progressive de l'onde de reflux, et l'enraidissement de toute la partie diastolique. En dernière extrémité, seule l'onde systolique peut persister, le reste de la courbe étant confondu avec la ligne du zéro.

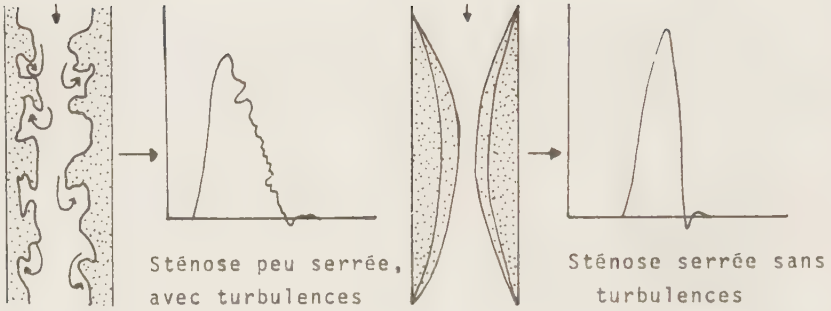
En aval, la sonde ne capte rien si l'oblitération est récente. Si une circulation de suppléance s'est progressivement développée (ou une reperméabilité du caillot) , on peut percevoir un bruit le plus souvent continu, en tunnel, d'intensité plus ou moins forte mais toujours inférieure à celle d'une artère normale.




(D'après CAZAUBON) (11)

c) Modifications du régime laminaire

Les irrégularités des parois artérielles, dès qu'elles sont suffisamment importantes, peuvent provoquer des turbulences dans le courant sanguin. Elles se manifestent alors par des festonnements plus ou moins marqués des courbes. Le son recueilli est généralement plus grave, et le timbre ressemble à celui d'un bouillonnement, que FRANCESCHI compare (16), selon sa rapidité, au roulement des galets sous les vagues ou au frémissement des feuillages sous la brise !




D'après FRANCESCHI (16)

d) Dilatations partielles

Elles sont difficilement reconnaissables car le ralentissement provoqué à leur niveau reste faible malgré d'importantes variations de calibre. Le flux axial est pratiquement inchangé, et c'est en périphérie que la vitesse est beaucoup plus faible. On enregistre seulement quelques turbulences à basse fréquence (16).

e) Fistules artérioveineuses

Elles se manifestent par une chute anormale de la résistance circulatoire, et il est possible de les détecter par

l'auscultation Doppler à condition de pouvoir placer la sonde entre le coeur et la zone pathologique (angiome, anévrisme artérioveineux, fistule...). On note alors la présence d'un important flux diastolique, d'autant plus élevé que la résistance circulatoire est plus faible. La localisation exacte du court-circuit est possible si ce dernier est accessible aux ultrasons.

3) Troubles métaboliques

Tous les troubles métaboliques s'accompagnant d'une augmentation ou d'une diminution du débit sanguin sont susceptibles de modifier les résultats de l'examen artériel Doppler.

Ainsi, l'hypertension accompagnant l'insuffisance rénale, la cirrhose, l'hyperthyroïdie ou même le diabète, est liée à une augmentation des résistances artériolocapillaires, primaire ou réflexe (ou les deux). L'examen Doppler peut alors être utile afin de mieux suivre l'évolution de la maladie.

L'hypotension, elle , s'accompagne au Doppler, de vitesses, donc de débits élevés quand elle résulte d'une baisse des résistances artériolocapillaires. Quand elle est d'origine cardiaque, par contre, elle est liée à une chute des débits artériels.

Quant à l'athérosclérose, elle est mal étudiée en médecine

vétérinaire. JUBB et KENNEDY, en 1970, la décrivent cependant comme une maladie artérielle assez exceptionnelle chez le chien.

M.ROBINSON précise les lésions rencontrées, et souligne le fait que les modifications les plus importantes de la paroi artérielle intéressent principalement la média (il existe une exception pour certains troncs artériels comme l'aorte) (41). La vélocimétrie Doppler permettrait l'analyse des conséquences hémodynamiques de ces lésions ainsi que leur diagnostic éventuel (Diminution du débit, et surtout des oscillations post-systoliques).

## REALISATION PRATIQUE

Nous allons, dans cette deuxième partie, nous efforcer d'établir l'intérêt en diagnostic vétérinaire d'une méthode très employée en angéiologie humaine depuis ces dix dernières années.

Envisageons tout d'abord le protocole d'étude que nous avons suivi, pour en dégager ensuite un certain nombre de résultats et les discuter.

### I. PROTOCOLE EXPERIMENTAL

#### 1) Appareillage utilisé

Le vélocimètre que nous avions à notre disposition est un vélocimètre directionnel (SONICAID BV 380) d'une grande facilité de maniement et d'un encombrement très restreint. (28 cm x 17,5 cm x 35 cm ; 8,4 kg).

Cet appareil est relié à un transducteur détachable ressemblant à un gros crayon (11 mm de diamètre et 10 cm de long), contenant les cristaux émetteurs et récepteurs d'ultrasons. Ceux-ci sont disposés de manière à produire un faisceau étroit, ce qui permet une plus grande précision pour la localisation exacte du vaisseau étudié.

Nous avons utilisé successivement sur cet appareil des sondes de 8 puis 4 Megahertz.

La direction du flux, obtenue par séparation du signal Doppler en deux canaux sonores et analyse de leur différence de phase, est indiquée par un manomètre, ainsi que la vitesse, un bouton servant à l'étalonnage en m/s. Un artifice de commande (touche "Reverse") permet d'incliner la sonde dans le sens contraire du flux, pour des raisons de commodité, tout en préservant la polarité de l'enregistrement.

Les fréquences en dessous de 200 Hz , liées en général aux mouvements des parois artérielles, sont filtrées dans le récepteur pour éliminer les artefacts. Les variations de fréquence entre signal émis et signal réfléchi donnent naissance à un son audible grâce au haut- parleur incorporé dans le vélocimètre, ou mieux, grâce à un casque d'écoute, ce qui a le grand avantage de ne pas effrayer les patients, notamment les chevaux. Ce sifflement répétitif est en effet difficilement supporté par les chevaux de sang, et les affole très vite, ou du moins provoque une tachycardie et des contractions musculaires de défense qui gênent considérablement l'examen.

Deux sorties se trouvent sur le panneau arrière de l'appareil, ce qui nous a permis de le raccorder à un électrocardiographe, nous fournissant ainsi les courbes vélocimétriques et la dérivation $D_2$ de DUBOIS. Il est également -

possible d'enregistrer sur une troisième piste un phonocardiogramme, ceci étant surtout utile lors d'examens portant sur le système veineux.

L'électrocardiographe étant équipé d'une commande au pied, l'opérateur dispose de ses deux mains pour manipuler la sonde.

2) Artères explorables :

a) Généralités

Les artères explorables par vélocimètrie Doppler sont les plus superficielles. En effet, la fréquence de 8 MHz que nous avons utilisée ne permet qu'une pénétration de quelques centimètres.

Les fréquences inférieures (4 MHz par exemple) vont plus loin, mais le signal est plus faible et moins bien défini. Or, la majorité des artères de quelque importance est située profondément, soit dans les grandes cavités splanchniques, soit dans des interstices musculaires de la face interne des membres (45).

On peut cependant conseiller une fréquence de 8 M Hz lors de l'examen des vaisseaux très superficiels (Artère carotide primitive, artère faciale du cheval, artère fémorale du chien) et une fréquence de 4 M Hz lorsqu'il s'agit d'artères plus profondes ou de plus faible calibre (artères des membres du

cheval, artères carotides du chien).

Les artères font de plus partie de ce qu'on nomme faisceaux vasculonerveux, qui comprennent également une veine satellite (elle est alors plus superficielle que l'artère ) ou plusieurs petites veines (l'artère se trouve dans ce cas en leur milieu), le tout entouré d'une gaine conjonctive. Ceci leur confère une grande mobilité et leur permet de rouler et de fuir devant les corps vulnérants (45). Les enregistrements s'en trouvent parfois compliqués, car il faut supprimer les interférences veineuses par des manoeuvres de compression locale, et s'efforcer d'immobiliser l'artère, en la plaquant (sans l'écraser) contre une paroi osseuse par exemple, quand celle-ci existe à proximité.

Il est donc indispensable pour l'opérateur de connaître parfaitement la localisation des différentes artères de la région étudiée.

Nous nous contenterons d'un bref rappel de la topographie des principales artères que nous avons étudiées notamment en ce qui concerne les membres du cheval, intéressants à explorer lors de boiteries d'origine vasculaire.

b) Artères explorables du chien

Nous avons effectué nos enregistrements sur l'artère fémorale (droite et gauche) , très facilement accessible

chez la majorité des chiens. On la localise par perception du pouls, dans le triangle de Scarpa, et elle est généralement très superficielle, à l'exception des animaux très gras qui peuvent offrir quelques difficultés.

Les autres artères, notamment celles du cou (carotides) sont moins perceptibles directement et leur recherche est plus minutieuse .

Les poils, souvent très denses au niveau du cou, représentent une gène considérable, et l'enregistrement Doppler nécessite alors impérativement la tonte des régions explorées.

c) Artères explorables du cheval

Nos recherches ont essentiellement porté sur l'artère carotide primitive droite, les artères faciales et celles des membres. Nous parlerons également des travaux de BUENO et Coll. (9) sur l'artère mésentérique craniale.

- Artère carotide primitive droite

Emises par le tronc commun des carotides (procédant lui-même du tronc brachiocéphalique) les artères carotides primitives sont logées assez profondément dans la gouttière jugulaire, et satellites de la trachée. La veine jugulaire est plus superficielle, longeant le bord ventral de l'artère. A la jonction tiers moyen-tiers supérieur de

l'encolure, les deux vaisseaux sont séparés par le muscle omohyoïdien, la jugulaire restant superficielle (45).

La carotide primitive gauche étant de plus masquée dans son quart inférieur par l'oesophage, nous avons donc effectué nos enregistrements au lieu traditionnel de la ponction carotidienne, à droite, à l'entrée de la poitrine. La localisation de l'artère se fait aisément par perception du pouls carotidien avec la pulpe des doigts, en plaquant légèrement l'artère contre la trachée.

Cette artère, n'emettant des rameaux collatéraux que peu nombreux et d'une faible importance, a un calibre de 10 à 12 mm qui ne varie pratiquement pas tout au long de son parcours (environ 60 cm). Elle se termine en donnant, au niveau de la gorge, les artères occipitales, carotides internes et externes, et donc peut être classée dans ce que FRANCESCHI (16) appelle les artères à destinée mixte.

- Artères de la tête

Elles ne présentent à priori que peu d'intérêt, la pathologie cérébrale étant peu développée dans cette espèce.

Nous avons cependant, d'un point de vue purement sémiologique, exploré l'artère faciale, à l'endroit où elle contourne la scissure maxillaire pour monter le long du bord antérieur du masseter.

Elle n'est séparée de la peau que par le peaucier cervico-facial, très fin, et c'est d'ailleurs à cet endroit que le

praticien prend connaissance du pouls de l'animal.

L'artère carotide externe, continuation de la carotide primitive, et qui irrigue tous les étages de la face, serait également explorable sur le côté du pharynx, à l'aide d'une sonde de 4 M Hz (elle est recouverte par la glande maxillaire et le digastrique).

Les artères temporales superficielle et transversale de la face occupent des situations très superficielles, mais leur calibre réduit rend leur exploration Doppler délicate.

- Artères des membres

Elles sont le plus souvent situées, au niveau des articulations, du côté de la flexion.

* Membre thoracique :

Il est possible d'explorer les artères humérale, médiane, digitale palmaire commune, et digitales palmaires médiane et latérale.

- L'artère humérale est accessible dans son tiers distal à la face interne du bras. Elle devient l'artère médiane en passant sous l'épitrochlée, après l'émission de l'artère radiale antérieure.

- L'artère médiane, assez profonde, ne peut être étudiée

qu'à son origine à la face palmaire du bord interne du radius, juste sous le coude.

- L'artère palmaire métacarpienne, ou artère digitale commune, continue l'artère médiane et chemine au côté interne des tendons fléchisseurs, en regard de l'interstice qui sépare le perforant du perforé. Il est possible de la capter sur tout son trajet, jusqu'au boulet, où elle se porte vers le plan médian du métacarpe, entre le suspenseur du boulet et le perforant. Elle se termine alors en donnant deux branches égales, les artères digitales interne et externe.

- Celles-ci ont un intérêt considérable du fait de leur distribution aux organes profonds du pied. Chacune d'elles descend sur le côté correspondant de l'articulation métacarpophalangienne, en s'infléchissant sur le grand sésamoïde. Ils longent ensuite le côté du tendon perforant en décrivant de légères sinuosités, puis passent sous le fibrocartilage complémentaire de la troisième phalange, où ils ne sont plus explorables.

* Membre pelvien

Elles sont plus difficiles à explorer car englobées en général dans de volumineuses masses musculaires. Il faut descendre au niveau du jarret pour espérer capter une artère, notamment l'artère pédieuse, procédant de l'artère tibiale craniale et qui parcourt de haut en bas , sur 10 à 12 cm, la face antérieure du jarret, en s'infléchissant légèrement en dehors.

Elle s'engage avec le tendon de l'extenseur antérieur des phalanges sous la bride cuboïdienne , et donne alors l'artère pédieuse perforante et l'artère pédieuse métatarsienne (ou artère collatérale du canon), la seule qui soit explorable au Doppler.

Celle-ci, après être passée sous la bride métatarsienne, coutourne par l'extérieur l'extrémité proximale du métatarsien principal, sur lequel elle imprime son passage.

Elle descend ensuite le long de la face externe du canon, entre le métatarsien principal, et le métatarsien rudimentaire, jusqu'au bouton terminal de cet os, où elle s'infléchit vers l'arrière et l'intérieur pour donner les deux artères digitales interne et externe, explorables comme celles du membre antérieur.

Signalons que l'artère saphène, très superficielle, ne présente que peu d'intérêt dans notre étude, étant donné son faible développement chez le cheval.

- Artères accessibles par exploration rectale

Il est possible par voie transrectale, d'atteindre l'artère mésentérique craniale et d'enregistrer son flux sanguin, comme l'ont démontré L.BUENO et Coll. (9). Ceci présente un grand intérêt lors de la détection précoce des anévrismes vermineux, qui provoquent une variation du calibre artériel, avec formation de nombreuses irrégularités engendrant des

turbulences détectables au Doppler.

La mesure s'effectue sur un animal simplement tranquillisé, en prenant les précautions d'usage lors d'exploration rectale.

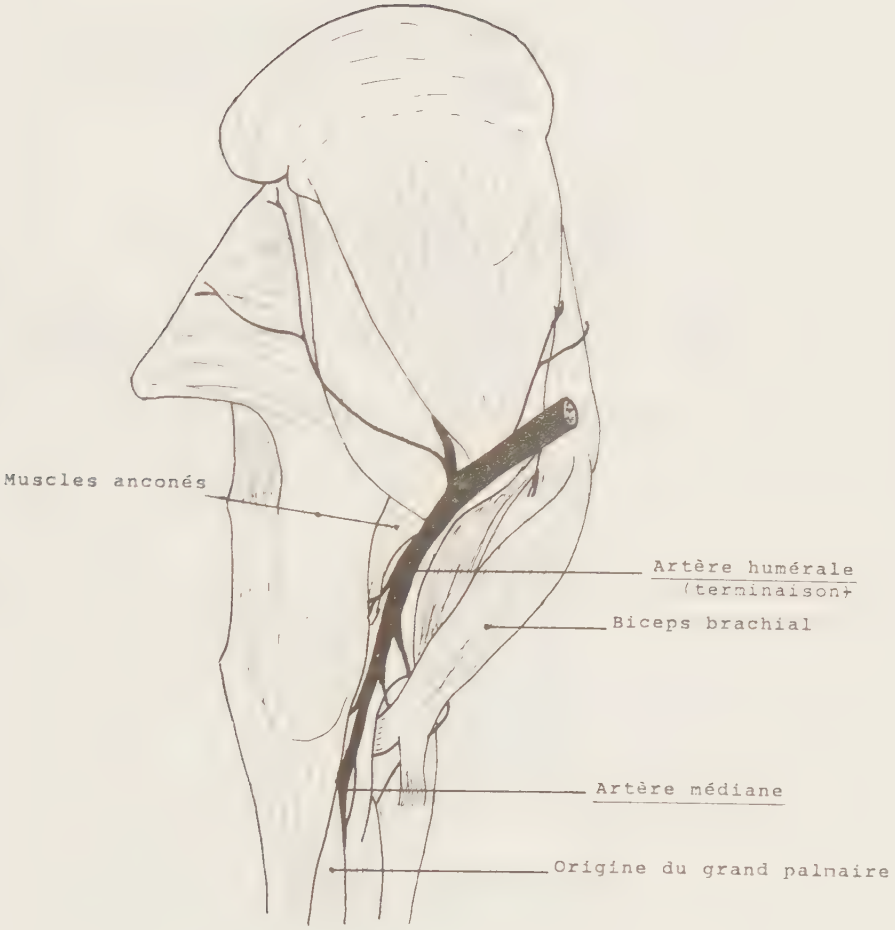
La sonde, enduite de gel conducteur, est placée , après vidange du contenu du rectum, sur l'aorte, à 10-15 cm en aval de la jonction aorticomésentérique, puis sur l'artère mésentérique craniale à environ 4 cm de ce carrefour.

La comparaison des deux tracés et surtout des deux signaux sonores permettent d'établir un diagnostic. Ceci est extrémement intéressant lors de boiterie intermittente à chaud, afin de déterminer l'étendue des lésions. Nous n'avons pu, pour notre part, réitérer l'expérience pour des raisons techniques, le fil reliant la sonde à l'appareil dont nous disposions n'étant pas d'une longueur suffisante. Ceci nous a également géné lors de l'enregistrement des courbes vélocimétriques des membres.

3) Technique d'enregistrement :

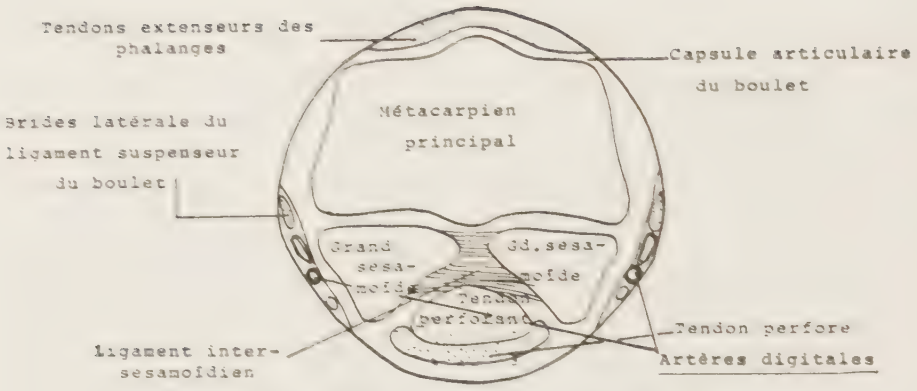
Pour obtenir des courbes de vitesse interprétables, il faut standardiser le plus possible les conditions de l'examen, l'effort, la fièvre, la chaleur ambiante, le stress émotif pouvant modifier largement les résultats.

Tout enregistrement devra être précédé d'un examen clinique complet (prise de la température rectale, auscultation....).

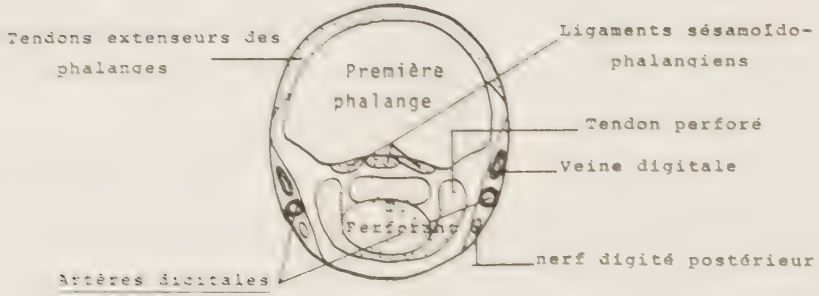



ARTERES EXPLORABLES DE L'EPAULE ET DU BRAS

- (D'après BARONE) (45) -

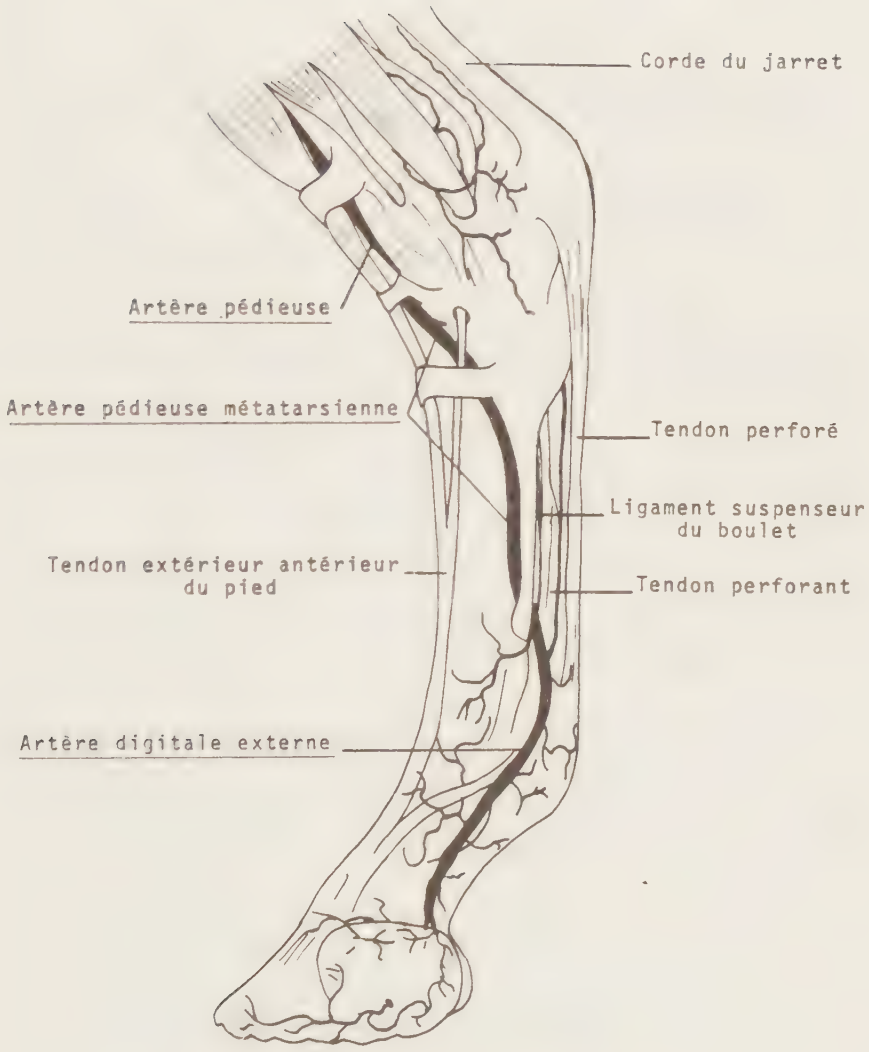



COUPE TRANSVERSALE DU BOULET (segment distal, vue supérieure)




COUPE TRANSVERSALE DU PATURON
(segment distal, vue supérieure)

- D'après BARONE (45).




ARTERES DU MEMBRE POSTERIEUR

(Membre gauche vue externe) (d'après BARONE)(45).

Il est également important de noter le poids approximatif de l'animal, la vitesse sanguine diminuant avec la taille dans une même espèce.

a) Préparation du sujet

* Chien :

L'enregistrement Doppler, qui doit être un examen de routine, ne nécessite aucune préparation spéciale, si ce n'est la tonte parfaite de la région explorée (à l'exception des artères fémorales, très superficielles, et situées dans une zone relativement peu poilue en général). Les poils provoquent en effet une réfraction importante du faisceau ultrasonique, et augmentent d'autant plus l'épaisseur des couches à traverser.

* Cheval :

De même que l'artère fémorale du chien, les vaisseaux suffisamment superficiels et surtout de gros calibre (carotide primitive, faciale) ne nécessitent pas de rasage. La tonte est par contre indispensable pour explorer les membres, selon la raison invoquée plus haut.

Les sujets nerveux, difficiles à manipuler, pourront être légèrement tranquillisés (5mg/kg d'acepromazine par voie intraveineuse). Nous pensions, au début de notre étude, qu'il valait mieux l'éviter dans la mesure du possible en

raison de l'effet dépresseur des tranquillisants sur les fonctions cardiovasculaires.

En fait, nous n'avons pas constaté de différence notable entre les tracés des chevaux tranquillisés et de ceux qui ne l'étaient pas.

Par conséquent, cela reste un moyen pratique pour faciliter les manoeuvres des chevaux très impressionnables.

b) Contention

* Chien :

La contention varie selon l'artère que l'on désire explorer. Elle doit toujours être très douce, de manière à ne pas effrayer l'animal et éviter tachycardie et contractures musculaires réflexes.

Pour enregistrer la fémorale, nous procédons de la façon suivante :

Le chien est couché sur le dos, sur une table recouverte d'une bonne épaisseur de caoutchouc (isolant pour l'électrocardiogramme) et est maintenu dans une position suffisamment confortable pour qu'il ne se défende pas.(Ne pas lui plaquer les deux cuisses contre la table !). Pour l'électrocardiogramme, nous utilisons la technique DUBOIS (dérivation $D_2$). Nous n'utilisons donc que trois électrodes, placées

respectivement sur l'épaule gauche, l'ombilic, la troisième étant indifférente.

* Cheval :

Le cheval est simplement maintenu à la tête par un aide, à l'aide d'un licol. Le filet ou la bride sont à proscrire, en raison des machonnements qu'il provoquent, s'accompagnant de contractions gênantes des muscles du cou (ceci lors de l'enregistrement carotidien).

Il est quelquefois difficile de supprimer les mouvements intempestifs de l'encolure (chevaux qui encensent) et il faut une bonne dose de patience à l'opérateur, car l'emploi de tord-nez ou autres moyens de contention plus brutaux ne fait généralement qu'aggraver les défenses. Ceci explique que l'enregistrement de l'artère faciale, facile à priori, soit en fait très délicate, le moindre mouvement provoquant de grosses irrégularités sur le tracé obtenu.

L'examen des membres, est , quant à lui, bien toléré par les chevaux habitués à être manipulés (lever le membre opposé suffit à immobiliser complètement l'animal durant tout l'examen), mais bien plus difficile sur les poulains ou les chevaux d'herbage.

c) Différentes phases de l'enregistrement

- Etalonnage :

Tout examen doit commencer par l'étalonnage précis des appareils. En effet, même si l'enregistrement ne peut fournir de valeur absolue de la vitesse moyenne pour les raisons invoquées dans la première partie (angle sonde-vaisseau inconnu), le fait d'utiliser toujours le même étalonnage facilite grandement l'interprétation des courbes. Tout changement d'étalonnage (flux très important par exemple) devra être expressément notifié.

Il est également fondamental de noter en début de chaque tracé la ligne de base (vitesse nulle) sans laquelle aucune interprétation n'est possible.

Lors de notre expérimentation,nous avons utilisé les valeurs suivantes :

Cheval : Déviation de 1,5 cm pour une vitesse de 0,2m/s (artère carotide primitive).

Chien : Déviation de 1 à 2 cm pour une vitesse de 0,2m/s (artère fémorale), selon la taille du chien.

L'électrocardiographe était étalonné à 0,5 cm par mV, la vitesse de déroulement du papier étant de 50 mm/s pour le chien, 25 mm/s pour le cheval.

- Recherche du signal sonore

Le premier temps de l'examen est en effet essentiellement auditif.

Une couche de gel de contact (Aquasonic gel) étant disposée sur l'extrémité de la sonde pour faciliter la transmission des ultrasons dans les tissus, l'opérateur,qui tient le transducteur comme un crayon l'applique sur la zone où il a auparavant repéré, si possible, le pouls artériel. Il cherche à identifier le bruit Doppler, son assez aigû , pulsé, synchrone des battements du pouls, en le différenciant des bruits veineux, plus graves, continus, et variant dans leur intensité au rythme de la respiration. L'artère étant ainsi repérée, il recherche la meilleure position et la meilleure inclinaison de la sonde, afin d'obtenir le signal sonore le plus pur et le plus intense possible, ce qui correspond à une déviation maximum de l'aiguile du galvanomètre. En général, il l'obtient lorsque la sonde fait 45° avec la peau. Cependant, il ne faut pas rechercher cet angle à tout prix, le vaisseau pouvant ne pas être parallèle à la surface cutanée.

- Enregistrement =

Lorsque le signal sonore obtenu est maximum et stable, l'opérateur déclenche l'enregistrement par la commande au pied. Il est alors impératif d'éviter tout mouvement de la sonde, et bien sûr de l'animal.

L'enregistrement sera arrêté lorsqu'il comprendra au moins une dizaine de révolutions cardiaques sans qu'il se soit produit la moindre variation, même minime, de l'angle sonde-vaisseau.

L'opérateur doit, bien sûr, éviter de déprimer l'artère, ce qui modifierait le passage du flux sanguin au niveau de la sonde. La simple application de l'extrémité du transducteur sur la peau suffit si on a bien pris soin de l'enduire d'une épaisse couche de gel conducteur.

Cependant, pour accéder à la carotide primitive, il faut enfoncer la sonde entre les muscles de l'entrée de la poitrine, l'artère ayant une situation relativement profonde.

Lors de diagnostic de sténose artérielle, le praticien s'attachera à rechercher une modification du signal sonore en déplaçant la sonde le long du trajet de l'artère, afin de détecter d'éventuelles zones de turbulences ou d'accélérations , se traduisant par un son plus aigu, quelquefois piaulant ou des bouillonnements.

Il effectue alors un enregistrement au niveau suspect, en amont et en aval, et agit de même sur le membre opposé, de façon à toujours faire une étude comparative, les variations individuelles étant fréquentes.Il ne faut cependant pas oublier que les deux membres peuvent être atteints de la même façon.

d) Principales difficultés

La recherche du signal Doppler maximum demande de la patience et du doigté et nécessite un grand entrainement et une longue éducation auditive de l'opérateur. En médecine humaine,

on considère que pour obtenir des tracés interprétables , il faut un minimum de 200 examens entièrement réalisés par la même personne.

Lors des enregistrements, il se produit souvent des interférences veineuses. Cela se traduit par un souffle continu caractéristique, qui masque en partie le son pulsé émis par l'artère. Le praticien peut supprimer ce phénomène en orientant la sonde différemment, ou grâce à des compressions veineuses modifiant légèrement le trajet du vaisseau. S'il n'arrive pas à éliminer totalement ce bruit de fond, il doit le noter sur le tracé.

Certains chevaux à l'encolure très développée sont difficiles à examiner, car la sonde a du mal à atteindre l'artère carotide primitive, profondément logée entre les muscles, surtout si l'animal se contracte. Il faut alors beaucoup de patience et de douceur pour appuyer la sonde progressivement sans provoquer de réactions de défense.
Le simple fait de changer l'animal de position (avancer un membre, baisser l'encolure...) suffit souvent à modifier les rapports anatomiques et à faciliter l'examen.

Chez les chiens très gras, les vaisseaux sont en situation plus profonde, ce qui atténue beaucoup le signal sonore. Si celui-ci est insuffisant, les circuits électroniques de l'appareil sont alors incapables de composer la courbe rétrospective.

En ce qui concerne les chiens de petite taille, nous avons

souvent été gêné par leur extrême nervosité qui engendre des tremblements incessants et peut nécessiter une sédation plus ou moins prononcée.

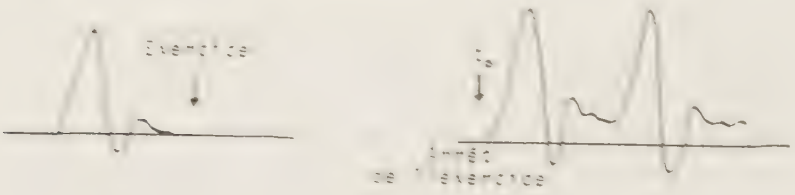
Enfin, lorsque la pression systolique est élevée (beaucoup de maladies cardiovasculaires), il se produit de grands mouvements des parois artérielles . Malgré les filtres servant à rejeter les signaux basse fréquence qui équipent la majorité des appareils comme le BV 380, il n'est pas toujours possible de les éliminer totalement. Cela se reconnait grâce à un son sourd qui peut masquer dans une certaine mesure la vraie valeur de la vitesse sanguine, par une diminution de l'amplitude du pic systolique. Cependant, cela ne change absolument pas le bas de la courbe, et notamment le reflux post-systolique , sur lequel est basé l'essentiel du diagnostic dans les insuffisances aortiques par exemple, où l'on rencontre justement ces pressions systoliques élevées.

e) Epreuves complémentaires

Nous avons vu précedemment que les sténoses de faible degré sont difficilement détectables dans les conditions normales d'examens.

On peut faire apparaître plus nettement les troubles qu'elles provoquent en faisant subir au patient certaines épreuves visant à modifier les résistances locales ou augmenter le débit cardiaque. La plus simple à mettre en oeuvre consiste en un effort modéré ( 100 à 200 mètres au trot), ce qui

suffit à augmenter le débit cardiaque. La courbe artérielle est alors modifiée et présente un débit diastolique un peu plus important.

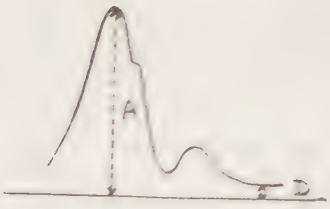



4 Paramètres d'analyse des courbes

L'interprétation d'un enregistrement se fait donc essentiellement sur la morphologie de la courbe, et non sur son amplitude. Il est cependant possible d'établir quelques paramètres dont le calcul permet une analyse plus approfondie. Les paramètres, établis en médecine humaine, concernent essentiellement la circulation cérébrale, la notion de résistance, surtout, étant fondamentale. Quelques unes de ces normes nous semblent applicables en angéiologie vétérinaire.

POURCELOT décrit ainsi l'index de résistance R.

Il se mesure principalement chez l'homme sur la carotide primitive, et se définit comme suit : (23)



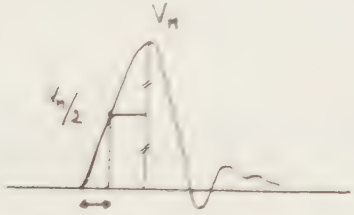

$R = \frac{A-D}{A}$

A = Amplitude maximale de l'onde systolique

B = Amplitude de l'onde en fin de diastole

POURCELOT a en effet montré qu'il existe une bonne corrélation entre ce rapport, qui utilise les vitesses maximum systolique et minimum diastolique, et le rapport utilisant les surfaces totales, systoliques et diastoliques, comprises entre la courbe et la ligne de base, surfaces bien plus difficiles à mesurer que les amplitudes.

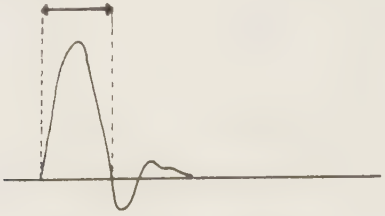
Le temps de demi-ascension (23) sert à caractériser la pente de la branche montante du pic systolique. Il se définit comme étant le temps nécessaire pour qu'à partir du début de l'éjection systolique, la vitesse du flux soit égale à la moitié de la vitesse maximum.




Temps de demi-ascension

Le temps du passage du flux systolique caractérise la largeur du complexe systolique. Il est augmenté notamment, ainsi que le temps de demi-ascension, lors de sténose aortique.

Temps de passage du flux systolique



Ces quelques paramètres suffisent à l'appréciation simple des courbes, et donc à tirer le meilleur parti de l'examen Doppler (10).

## II. RESULTATS

### 1) Matériel d'étude

Notre expérimentation a eu pour but essentiel d'établir une méthode simple pour obtenir des courbes fiables et interprétables.

Nous avons en général effectué des tracés sur les artères fémorales du chien, et l'artère carotide primitive droite du cheval, à l'aide d'une sonde de fréquence 8 M Hz.

Les chiens provenaient pour la plupart des hôpitaux de l'Ecole vétérinaire de Toulouse, et formaient un lot assez hétérogène au point de vue de l'âge, des races,et de leur motif d'hospitalisation. Ceci nous a montré la relative stabilité des tracés obtenus à partir des animaux indemnes d'affections cardio-vasculaires, et permit d'établir une courbe type.

Les chevaux étaient en général hors d'âge, destinés à la boucherie, et nous avons ainsi pu pratiquer des autopsies pour confirmer ou infirmer les découvertes cliniques. Certains d'entre eux présentaient des troubles valvulaires, suspectés à l'auscultation, et déjà mis en évidence grace à l'échocardiographie, technique beaucoup plus sophistiquée mais d'un prix de revient encore extrêmement élevé.

2) Exemples de courbes de référence

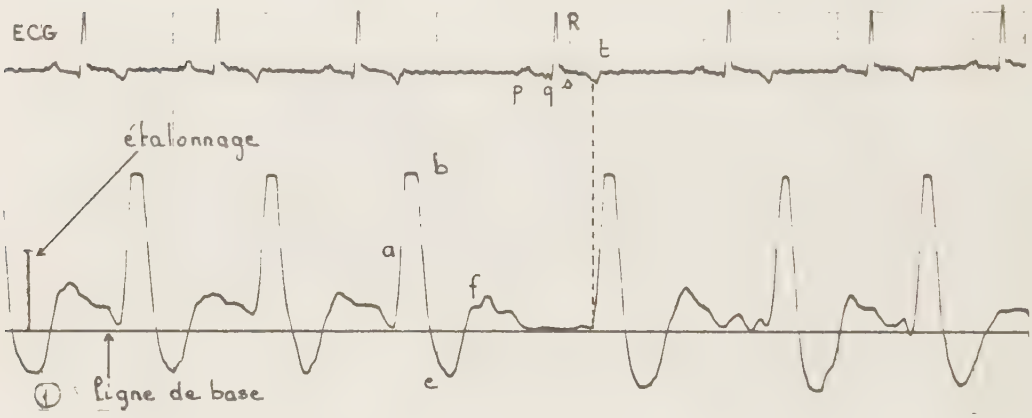
a) Chien

Exemple n°1 : Il s'agit d'un chien mâle, genre griffon, âgé de huit ans, et pesant environ 30 kg. Ce chien, très calme, était en excellente santé. (Artère fémorale gauche)

La courbe présente un reflux net, suivi d'un amortissement plus ou moins marqué, qui peut être masqué lorsque deux battements cardiaques se succèdent en un faible intervalle de temps (et notamment lors de tachycardie). Le flux diastolique, étant donné la destinée musculocutanée de l'artère

fémorale, peut varier si on fait courir le chien quelques instants auparavant.

Notons l'amplitude régulière du pic systolique d'un complexe à l'autre, l'absence d'aspérités sur son tracé.



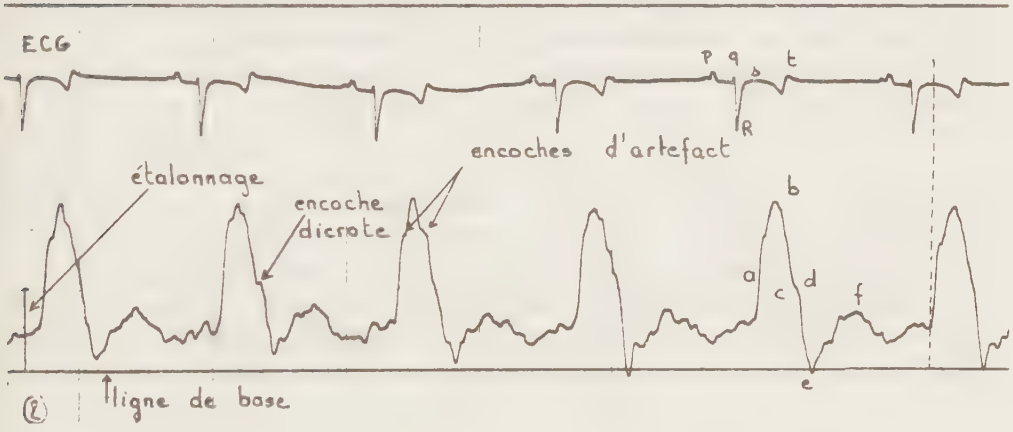

Remarquons que l'encoche dicrote (c et d) n'apparaît pas, ce qui est compréhensible puisque le lieu de la mesure est relativement éloigné du coeur.

b) Cheval

Exemple n°2 : Il s'agit d'une jument hors d'âge , 1m47, 460kg, en bon état général. Sa courbe vélocimétrique présente les caractéristiques générales des tracés que nous avons obtenu

sur les chevaux sains. Le flux sanguin reste nettement positif durant toute la diastole, il s'agit d'un flux permanent. L'onde de reflux, ici peu marquée, peut cependant être plus visible selon les conditions plus ou moins bonnes de l'enregistrement.

Nous avons noté que les courbes enregistrées sur la carotide du cheval sont moins bien tracées, et présentent plus d'aspérités que celles enregistrées sur les fémorales du chien. Cela est lié à la plus grande difficulté à localiser l'artère, étant donné sa situation au fond de la gouttière jugulaire.




Au niveau des carotides primitives, l'encoche dicrote e est quelquefois présente. Le sommet du pic systolique est souvent irrégulier, vraisemblablement parce que la sonde n'était pas inclinée exactement dans le sens du vaisseau.

Remarquons enfin que le pic systolique survient aussitôt après le complexe ventriculaire QRS, alors qu'il est plus tardif sur les courbes d'artère fémorale de chien, puisqu'il est synchrone à l'onde p sur l'électrocardiogramme.

c) Critères de bon enregistrement

La courbe, pour être interprétable, doit présenter le moins d'aspérités possible tout au long de son tracé. Il est cependant évident que la différence entre un enregistrement médiocre et un tracé pathologique (vibrations, turbulences) est très subjective. Cela nécessite un opérateur très entrainé, se basant d'abord sur les signaux sonores, et ayant une maitrise parfaite de la technique, ceci ne pouvant s'acquérir qu'en effectuant un grand nombre de manipulations.

Pour éviter de confondre certaines aberrations avec des modifications pathologiques, il est impératif d'arrêter l'enregistrement dès que la sonde ou l'animal bougent, ou du moins le noter aussitôt sur le papier . Ce n'est qu'en suivant un protocole d'examen rigoureux que l'on peut espérer tirer des informations fiables de l'examen artériel Doppler.

3) Tracés pathologiques :

a) Cardiopathies gauches : données établies en médecine humaine

En cardiologie humaine, les affections du coeur gauche

peuvent être recherchées en enregistrant le flux sanguin au niveau des artères sous clavières (Pour le coeur droit, ils étudient le flux jugulaire).

- Insuffisance aortique

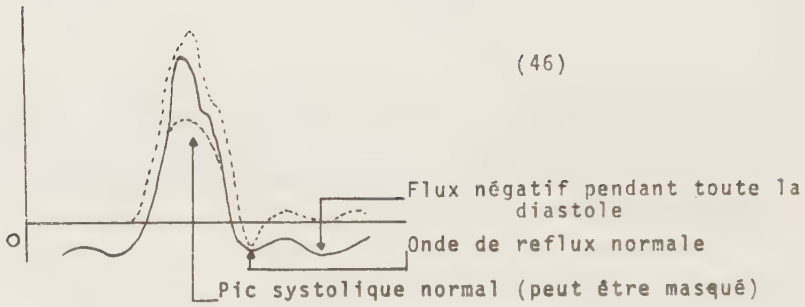
Lors d'une insuffisance aortique, le sang régurgite dans le ventricule gauche lors de la diastole. De plus, la vitesse d'éjection du flux sanguin est généralement très augmentée.

On obtient des courbes présentant une onde de reflux très importante (il est absolument nécessaire de bien noter la ligne de base) et un pic systolique souvent élevé.

Dans les cas sévères, les pics de vitesse positif et négatif ont une amplitude sensiblement égale (46).

Pour minimiser les vibrations plus importantes de la paroi artérielle, il est conseillé d'adopter une angle sonde-artère aussi plat que possible. Le pic systolique pouvant être masqué par un tel phénomène, le diagnostic repose de toute façon sur la présence et la prolongation de l'onde de reflux, signant la régurgitation ventriculaire en début de diastole.

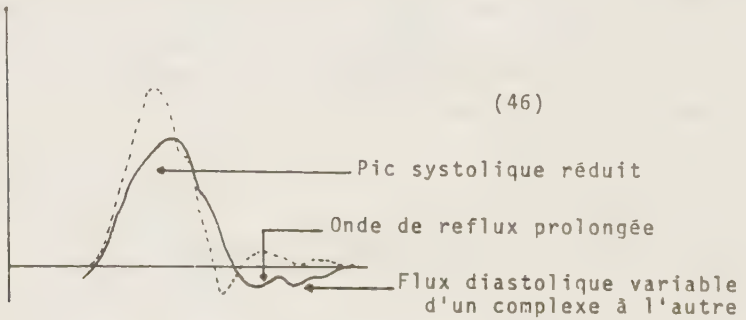
Voir courbe page suivante..




- Sténose aortique :

Lors de sténose aortique, il se produit une gêne au passage du flux sanguin en systole, et donc une augmentation du temps d'éjection systolique. Cela se traduit sur les courbes par un pic systolique d'amplitude généralement plus faible, mais surtout plus étalé dans le temps. On note une augmentation du temps de demi-ascension, cette modification étant retrouvée sur toutes les artères.

On pourrait s'attendre à des vitesses élevées, par le fait même qu'il s'agisse d'une sténose, mais cette accélération du flux n'est sensible qu'à une faible distance de la sténose.



- Valvulopathie aortique mixte

La juxtaposition d'une sténose et d'une insuffisance aortique donne des courbes aux caractéristiques intermédiaires, variant selon les degrés de chaque affection. La sténose s'évalue par l'augmentation des temps de demi-ascension et de passage du flux systolique, l'insuffisance par l'amplitude de l'onde de reflux.

- Affections mitrales

Selon KALMANSON et VEYRAT (24) les affections mitrales ne s'accompagnent pas de modification sensible des courbes.

b) Troubles du rythme

- Fibrillation auriculaire

Le coeur battant de façon anarchique, chaque dépolarisation n'est pas suivie d'une éjection systolique totale. Les courbes vélocimétriques reflèteront donc cette grande irrégularité ; tant au point de vue du rythme qu'au point de vue de l'amplitude des complexes.

- Extrasystoles ventriculaires

On peut juger de leur efficacité en notant, au niveau de la circulation périphérique, la présence et l'amplitude du

complexe vélocimétrique qui leur fait suite. La notion de repos compensateur est également vérifiée, et l'onde de flux extrasystolique est d'autant plus importante que l'extrasystole survient plus loin du complexe sinusal précédent (29) . KALMANSON et VEYRAT remarquent également qu'elle est d'autant plus petite que l'origine de l'extrasystole est située plus bas dans le ventricule (24).

- Tachycardie sinusale :

Elle peut être physiologique (très fréquemment) ou pathologique. Elle gêne l'interprétation des tracés car diminue la longueur de la phase diastolique. L'onde de reflux est souvent masquée, et à l'extrême, on n'obtient plus que des successions de pics systoliques s'imbriquant les uns dans les autres.

c) Observations - à propos de quelques cas -

CHEVAUX :

- Observation n°3 :

Il s'agit d'une jument de selle hors d'âge, d'environ 1m50, maigre, en phase hyperthermique (début de gourme).

A l'auscultation, nous avons décelé un léger souffle systolique, non permanent, mieux perçu semble-t-il en zone

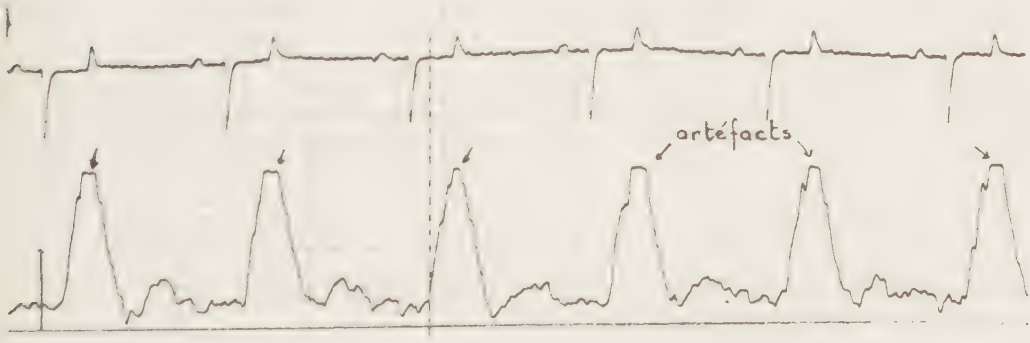
aortique.

L'examen échocardiographique n'a rien révélé d'anormal.

La jument n'a pas été tranquillisée pour pratiquer l'enregistrement, au niveau de la carotide droite.

Les courbes obtenues sont tout à fait normales (Le léger aplanissement du sommet du pic systolique est un artefact, les limites de la deuxième piste de l'électrocardiographe provoquant ce blocage du stylet).

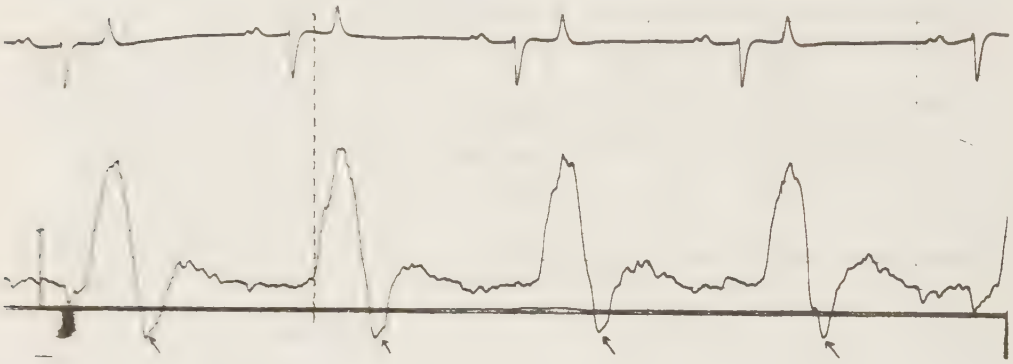
Le souffle perçu ne semble donc pas avoir d'incidence sur la circulation périphérique.




- Observation n°4 :

Jument hors d'âge, 1m65, très maigre, ne présentant rien d'anormal du point de vue cardiovasculaire ou à l'échographie.

La courbe obtenue à la carotide primitive droite présente une onde de reflux légèrement plus développée que d'habitude. Le flux diastolique reste cependant nettement positif. Nous pensons qu'il s'agit d'une courbe peut être mieux enregistrée, du fait de l'état de maigreur de l'animal, le reflux sanguin n'étant en effet capté que si la sonde est exactement située dans le même plan que le vaisseau.



- Observation n°5 :

Cheval hongre, genre barbe, hors d'âge, maigre, ne présentant aucun trouble à l'auscultation.

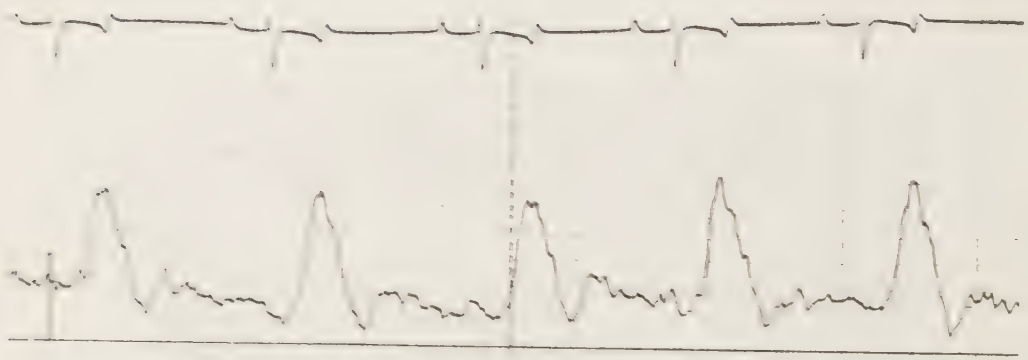
Nous avons effectué sur ce cheval un enregistrement successif de la carotide primitive droite et de l'artère faciale droite. (L'étalonnage a été légèrement modifié).

Nous constatons la plus grande irrégularité du tracé de l'artère faciale, l'onde de reflux ayant disparu, ce qui illustre la difficulté d'obtention de bons tracés sur cette artère, en raison des difficultés à immobiliser la tête de l'animal.

La faciale présente donc un tracé voisin de celui de l'artère carotide primitive, l'amplitude est cependant légèrement plus faible (malgré la diminution d'étalonnage) et l'onde de reflux absente.

Le flux diastolique devient nettement permanent.

Carotide droite



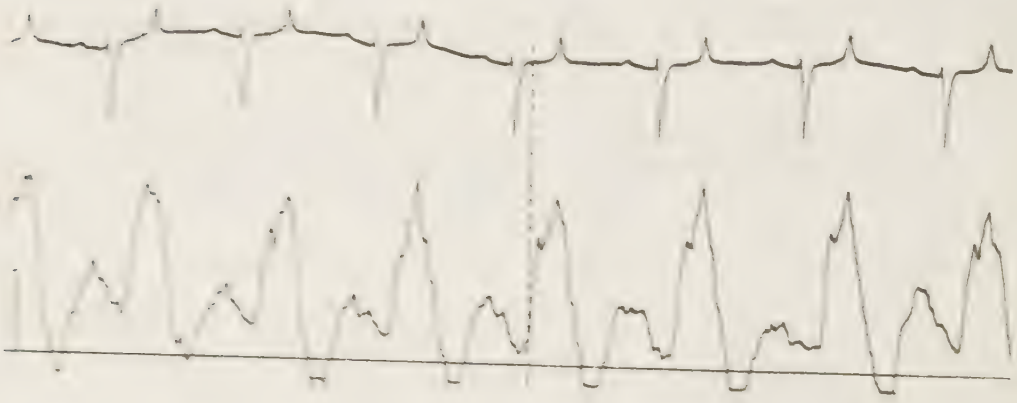
Faciale droite

- Observation n°5 :

Jument hors d'âge, 1m60, servant vraisemblablement à la selle, bon développement musculaire et graisseux , présentant un début de gourme, avec jetage, chassie, hyperthermie 38°5.

A l'auscultation, nous notons une légère tachycardie. L'échographie ne signale pas d'anomalies.

La courbe vélocimétrique reflète cette tachycardie, la phase diastolique étant très réduite. L'onde de reflux est par contre nettement marquée.

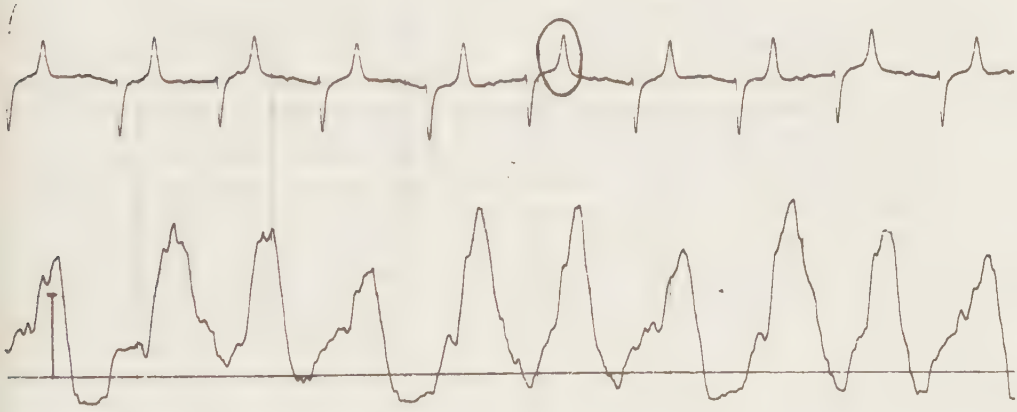


- Observation n°7 :

Jument alezan, 1m73, hors d'âge, présentant également une affection gourmeuse, avec un jetage abondant, une toux grasse, expectorante, et une hyperthermie à 39°5 lors de l'examen.

L'auscultation nous montre une forte tachycardie sinusale.

La courbe reflète une grande irrégularité d'un complexe à l'autre, avec disparition totale du flux diastolique. Ceci peut faire suspecter une atteinte myocardique sévère par le streptocoque de la gourme, comme le souligne d'ailleurs l'onde T accuminée de l'électrocardiogramme.



- Observation n°8 :

Il s'agit d'un pur sang anglais entier, âgé de 2 ans, 1m68

environ, débutant l'entrainement. Le cheval présente quelques difficultés à suivre ses compagnons d'écurie lors des canters.

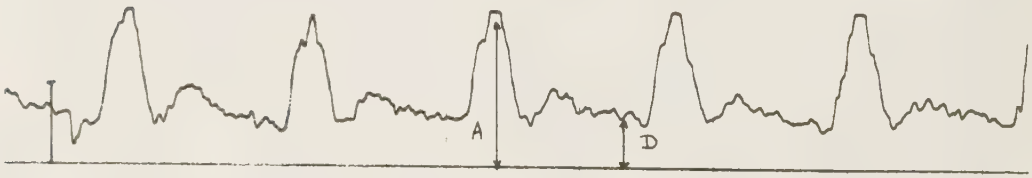
L'auscultation révèle immédiatement un souffle holosystolique très important, du 3ème degré environ. L'électrocardiogramme est normal .

L'échocardiographie nous révèle sur ce pur sang une diminution très nette du calibre de l'anneau aortique.

Une sténose aortique congénitale est donc fortement suspecté, et le cheval n'a pas été remis à l'entrainement.

La courbe enregistrée ne présente pas, à notre grande déception, de modifications importantes. Nous pouvons tout au plus noter une amplitude des complexes relativement faible, étant donné la taille, et la condition physique du cheval, qui était relativement nerveux.

Aucun reflux n'apparaît sur toutes ces courbes, le flux diastolique étant largement positif. L'écart A-D entre les amplitudes maximales systolique et minimale diastolique nous paraît donc inférieur aux normes habituellement constatées.



- Observation n°9 :

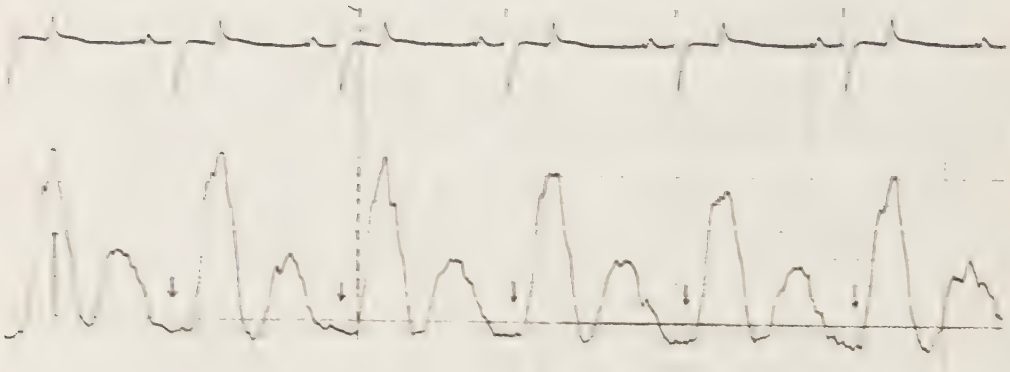
Il s'agit d'un cheval hongre, de type arabe, 1m50, hors d'âge. Son état général semble bon.

A l'auscultation, il présente un souffle holodiastolique très net, d'amplitude forte et constante durant toute la diastole.

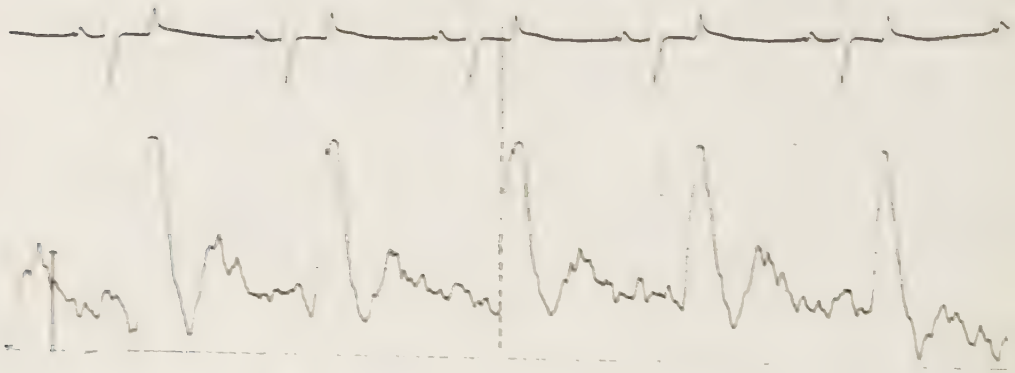
L'électrocardiogramme est normal. L'échocardiographie, par contre, révèle des vibrations anormales de la valvule mitrale, ce qui signe une insuffisance aortique (le sang régurgitant dans le ventricule au cours de la diastole provoque un tel phénomène).

Les courbes vélocimétriques de l'artère carotide primitive présentent toutes un reflux important et surtout une réinversion du courant sanguin en fin de diastole. Nous avons également noté que ces phénomènes ne semblent plus visibles au niveau de l'artère faciale, trop éloignée du coeur.

Ceci confirme donc l'hypothèse d'une insuffisance aortique. L'autopsie de l'animal a en effet révélé d'importantes fénestrations des valvules sigmoïdes aortiques.



Carotide droite



Faciale droite

- Observation n°10 :

Il s'agit d'une jument grise, propre à la selle, d'environ 1m70, hors d'âge, en bon état général.

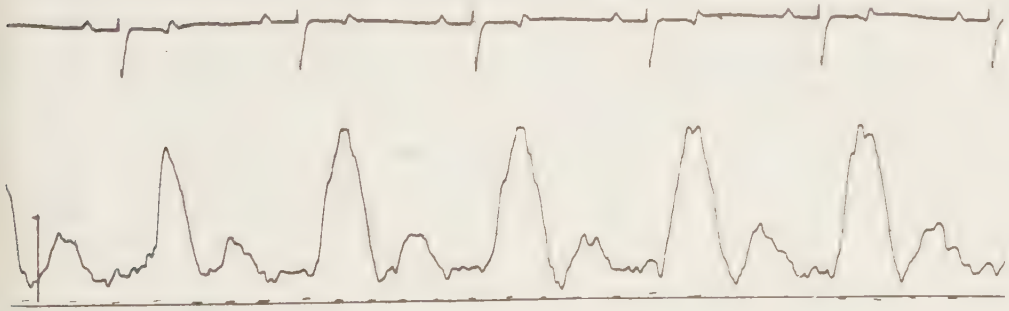
L'auscultation révèle un souffle holodiastolique, de forte amplitude, constant durant toute la diastole.

L'électrocardiogramme est normal, et l'échocardiographie met en évidence un diamètre aortique plus important que d'habitude.

Les courbes vélocimétriques nous semblent cependant, contrairement au cas précédant, tout à fait normales.

L'autopsie de la jument confirmera pourtant le diagnostic d'insuffisance aortique puisque l'anneau aortique semble bien dilaté.

Nous ne pouvons donc que conclure que cette lésion n'avait pas de retentissement sur l'hémodynamique circulatoire.



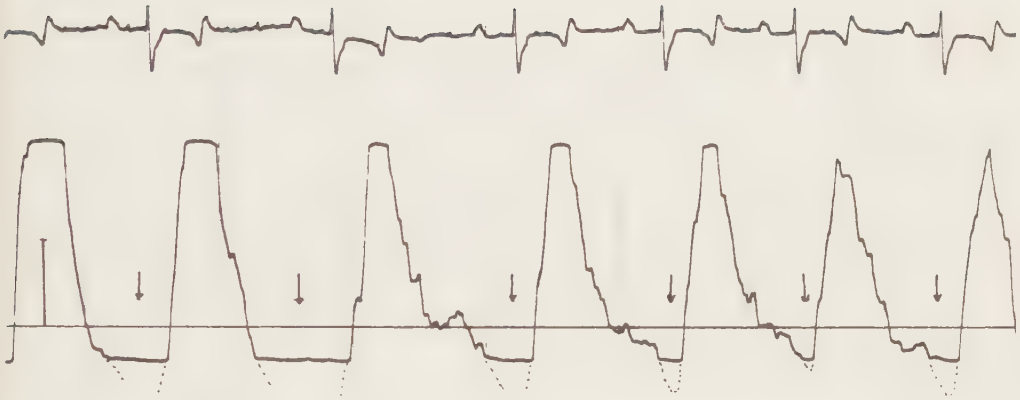
- Observation n°11 :

C'est un cheval de trait, polonais, hongre, âgé de sept ans, 1m55 pour 550 kg. Il présente à l'auscultation, divers souffles alternant d'une révolution cardiaque à l'autre, tantôt systoliques, tantôt diastoliques. L'animal est affecté d'une légère tachycardie.

Les tracés obtenus montrent tout d'abord une amplitude des complexes vélocimétriques nettement supérieure à la normale. Le flux diastolique reste largement négatif entre chaque complexe (L'applanissement de la courbe est liée à l'étroitesse de la piste de l'électrocardiographe, l'étalonnage n'ayant pas été réduit).

C'est un tracé typique d'insuffisance aortique, ce que confirme l'échocardiographie, mettant en plus en évidence une insuffisance mitrale surajoutée.

L'autopsie de l'animal confirmera ce diagnostic, montrant des lésions de polyvalvulite, les plus importantes étant la dilacération d'une sigmoïde, la sclérose et la rétraction des bords de ces mêmes valvules sigmoïdes, quelques lésions mitrales, le tout s'accompagnant d'une nette hypertrophie du coeur gauche.



CHIEN :

Toutes nos observations ont été effectuées sur les artères fémorales droite et gauche.

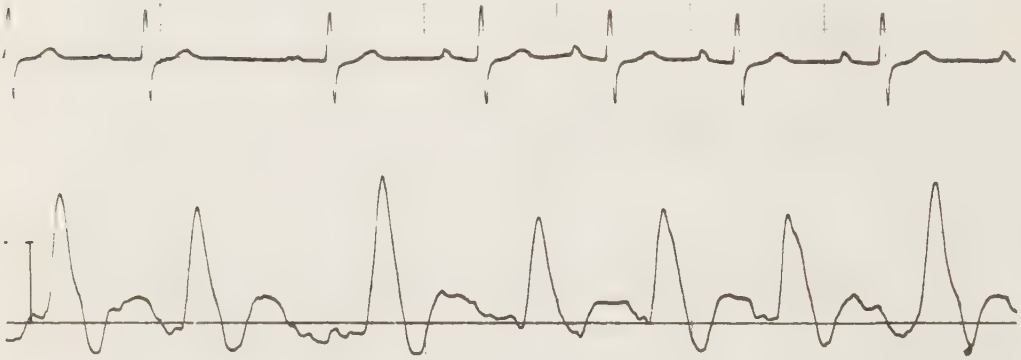
- Observation n°12 :

Chien courant mâle, 7 ans, 15 kg, très maigre, déshydraté, présenté à la consultation de l'ENVT en avril 81. Ce chien souffre d'une insuffisance cardiaque droite, d'étiologie indéterminée, s'accompagnant d'ascite, et traitée par la digoxine (bien tolérée) et des diurétiques.

A l'auscultation, les bruits cardiaques sont normaux, sans souffle, l'apparail respiratoire présentant quelques râles crépitants.

La radiographie du thorax met en évidence une dilatation du coeur droit accompagnée d'une hypertrophie des artères pulmonaires.

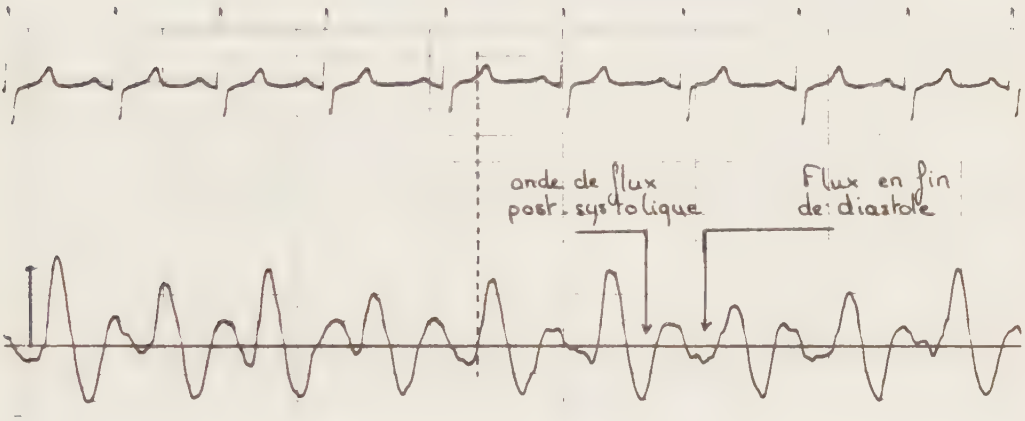
L'étude vélocimétrique de l'artère fémorale nous fournit une courbe tout à fait normale. L'incidence des cardiopathies droites sur la circulation ne peut en effet se juger qu'au niveau du système veineux où se produit une importante stase sanguine (veines jugulaires).



- Observation n°13 :

Chien mâle, setter anglais, 10 ans, environ 30kg, amené à l'ENVT pour être opéré d'un glaucome bilatéral chronique. Ce chien, très apathique, présente à l'auscultation un

souffle systolique prononcé, et sera opéré sous anesthésie locale.




La courbe vélocimétrique enregistrée ne nous semble pas présenter de différence fondamentale avec les courbes de référence de chien en bonne santé. On peut seulement noter l'importance de l'onde de reflux, par rapport à l'amplitude du pic systolique relativement faible pour un chien de ce gabarit et la négativation du flux à chaque fin de diastole.

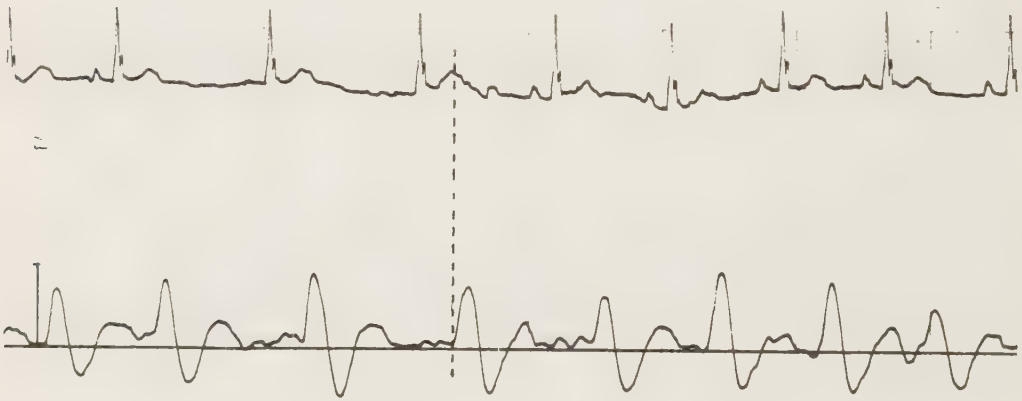
L'animal souffrait vraisemblablement d'une insuffisance mitrale.

Peut-être y avait-il une légère insuffisance aortique surajoutée, encore que celle-ci soit rare chez les carnivores ?

- Observation n°14 :

Il s'agit d'une chienne fox terrier à poils durs, âgée de 11 mois, pesant environ 7 kg, en bon état général, mais présentant à l'auscultation un souffle systolique important. Nous avons donc suspecté une cardiopathie congénitale , étant donné son jeune âge.

L'examen Doppler nous fournit des courbes vélocimétriques tout à fait normales, ce qui nous permet d'écarter une sténose aortique.



- Observation n°15 :

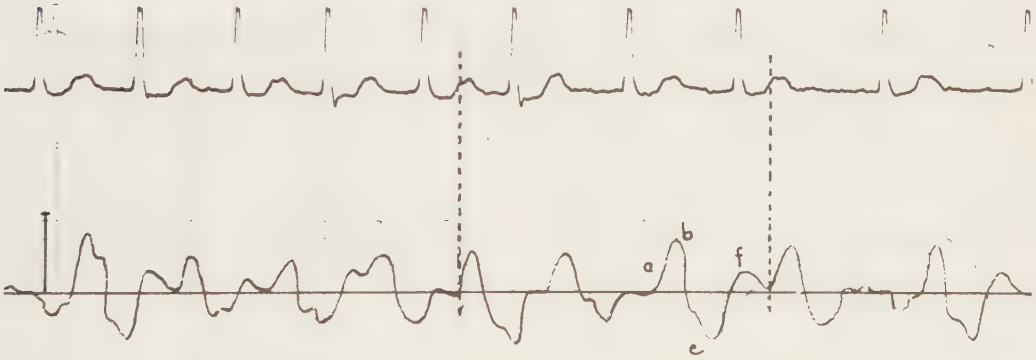
Ce chien épagneul français, 28 kg, 14 ans, maigre, est présenté à la consultation de l'ENVT en mars 81 pour anorexie,

fatiguabilité et gros essoufflement à l'effort.

L'auscultation montre une grande irrégularité du rythme et de l'intensité des battements cardiaques.

L'électrocardiogramme confirme la suspicion clinique de fibrillation auriculaire. Le chien sera traité par la quinidine (LONGACOR ND. 2 comprimés par jour) et revient 15 jours plus tard. Le rythme cardiaque est légèrement ralenti, mais il n'y a toujours pas de rythme sinusal.

L'enregistrement vélocimétrique de l'artère fémorale confirme l'irrégularité et la faiblesse du débit cardiaque. (Un montage a été nécessaire pour présenter cette courbe qui avait été enregistrée par mégarde à l'envers).



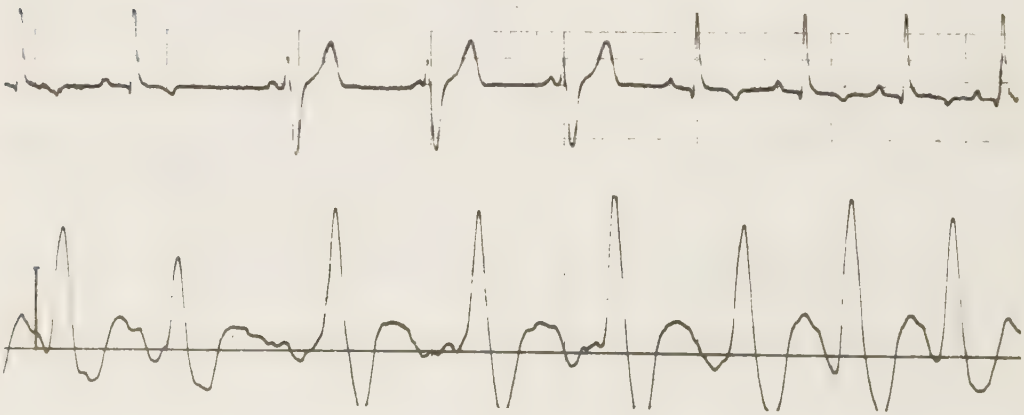

- Observation n°16 :

Chienne croisée épagneul , 5 ans, 15 kg, très grasse.

Hospitalisée à l'ENVT en Avril 1981 pour subir des tests de coagulation sanguine. Elle présente en effet des hématomes en divers endroits. L'intoxication par le dicoumarol a été éliminée, et il semble s'agir d'une fragilité vasculaire. L'électrocardiogramme de routine ayant révélé la présence de nombreuses extrasystoles ventriculaires, nous décidons d'effectuer sur cette chienne un examen Doppler.

Les extrasystoles, en salves généralement (il s'agit presque de tachycardie ventriculaire) , se déclenchent dès que la chienne s'effraie un peu (lorsqu'on claque dans les mains à côté d'elle par exemple). Elles donnent suite à un complexe vélocimétrique tout à fait normal, souvent de forte amplitude (la dépolarisation proviendrait donc d'un point situé assez haut dans le ventricule).

L'arythmie respiratoire est également très nette. Ces troubles sont peut être la conséquence de la compression du nerf vague par un hématome, puisqu'ils ont disparu quelques temps après.

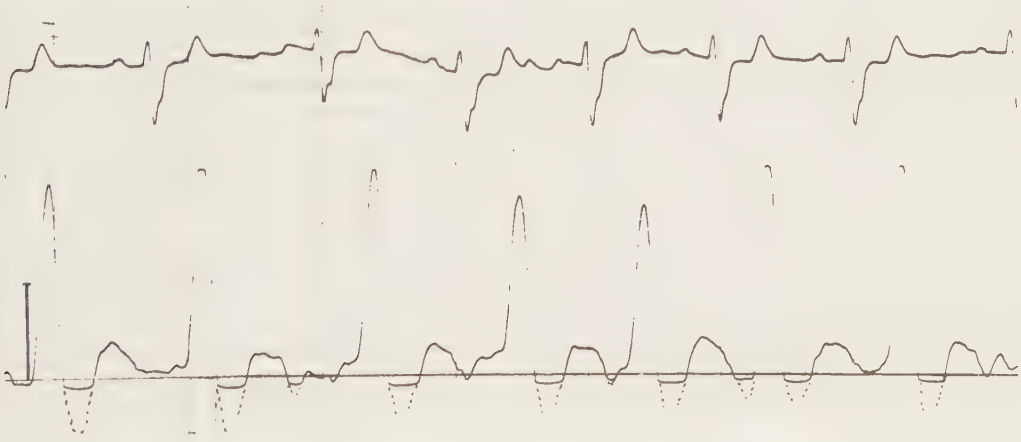


- Observation n°17 :

Il s'agit d'une chienne braque allemand, 12 ans, atteinte d'insuffisance rénale aigüe et soignée à l'ENVT par dialyses péritonéales. L'animal , ayant un taux d'urée proche de 3g/l, est en très mauvais état général. L'auscultation ne révèle rien de particulier et le pouls est très fort.

La courbe vélocimétrique enregistrée souligne l'hypertension artérielle par l'amplitude très élevée des complexes systoliques.
(le reflux est masqué par les limites trop étroites de la piste de l'électrocardiographe).

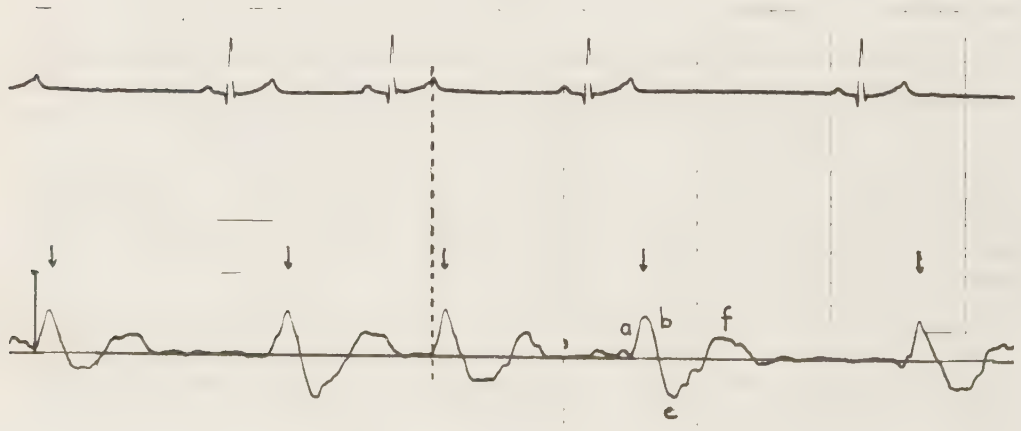
La chienne est morte quelques jours plus tard.



- Observation n°18 :

Chienne berger allemand, 6 ans, 30 kg environ. Hospitalisée dans le service de chirurgie de l'ENVT à la suite de troubles de l'équilibre, accompagnés au début d'hyperthermie. Il s'agit en fait essentiellement d'une parésie du train postérieur. Les recherches d'anticorps toxoplasmiques restent négatives. Les radiographies du bassin et du rachis, ainsi qu'une myélographie, ne révèlent rien d'anormal.

La courbe vélocimétrique ci-dessous montre une amplitude curieusement faible du pic systolique (le pouls est en effet filant). Une artériographie sera envisagée sur cette chienne, que nous n'avons malheureusement pas revue, en raison des vacances scolaires d'été.



d) Discussion

Quelques exemples évoqués ci-dessus rappellent bien les notions établies en médecine humaine. C'est le cas notamment des insuffisances aortiques des chevaux, les observations concernant les chiens étant moins démonstratives (peut être parce que l'artère fémorale est relativement éloignée du coeur ).

Le nombre réduit de nos observations à l'heure actuelle ne nous permet d'ailleurs pas de tirer des conclusions précises, mais simplement de constater certains faits dans des troubles pathologiques divers.

La méthode paraît simple mais demande pourtant un grand entraînement , et nécessite le respect d'une technique et d'un protocole d'examen rigoureux. Il ne reste qu'à accumuler les observations pour que ce procédé de diagnostic devienne fiable. Elle a en effet le grand avantage d'être atraumatique, absolument sans danger et pouvant être répétée à volonté sur le même patient. C'est ainsi qu'en médecine humaine, elle permet de réduire le nombre des angiographies de contrôle pré et post opératoires, ces deux méthodes restant cependant complémentaires, car si le diagnostic ultrasonore fournit une information suffisamment étendue dans le temps, et permettant ainsi de se rendre compte d'éventuels remplissages collatéraux tardifs, il ne localise pas avec précision, comme l'angiographie, la rupture d'un vaisseau artériel principal.

Toutes nos observations ont concerné essentiellement la pathologie cardiaque, mais il ne faut pas oublier le réseau vasculaire périphérique, immense domaine encore bien peu connu, mais dont l'importance n'a pas besoin d'être soulignée , notamment chez les équidés.

Les troubles vasculaires du pied, qui font partie intégrante de certaines affections telles que la maladie naviculaire, ou l'ostéïte de la troisième phalange , pourraient peut être surveillés par la vélocimétrie Doppler !

## CONCLUSION

L'intérêt de la vélocimétrie Doppler en angéiologie humaine est maintenant universellement reconnu. Son développement extrêmement rapide ces dix dernières années le prouve. Sa facilité de mise en oeuvre en fait un examen de routine absolument sans danger pour le malade, d'un grand secours lors de la surveillance des artériopathies avant, pendant ou après un traitement médical ou chirurgical restaurateur.

Nous avons cependant plusieurs fois au cours de notre travail souligné le fait que sa fiabilité dépend en grande partie de l'entrainement et de l'éducation auditive du praticien. Il en va de même en pratique vétérinaire, où se posent quelques petits problèmes supplémentaires : l'immobilité parfaite de l'animal, sa coopération totale, sont souvent impossibles à obtenir. Certains détails techniques mériteraient qu'on s'y attache (fréquences d'émission adaptées, cable de raccord sonde-vélocimètre d'une longueur appropriée...) car le gros avantage de cette technique est bien sûr son caractère non invasif, très important notamment lorsqu'on a affaire à des chevaux de grande valeur. Son intérêt dans le diagnostic des valvulopathies aortiques nous semble indéniable, et le grand domaine de l'exploration vasculaire, notamment lors de la surveillance et du traitement des boiteries vasculaires à chaud, trouve ici une méthode élégante et simple, à condition d'être rigoureuse, et, à notre avis, d'un grand avenir.

Le prix d'un vélocimètre avoisinant actuellement celui d'un petit électrocardiographe, il n'est pas utopique de penser que cette méthode puisse se généraliser rapidement si on lui fournit le support théorique indispensable.

Beaucoup de progrès restent à faire, et notre travail ne fait que débroussailler un peu la question, en espérant apporter une base d'appui pour les recherches futures.

---

Vu : Le Professeur de l'Ecole Vétérinaire rapporteur

Professeur F. LESCURE

Vu : Le Directeur de l'Ecole Vétérinaire

Professeur R. LAUTIE

Vu : Le Président de la Thèse

Professeur BOUNHOURE

VU ET PERMIS D'IMPRIMER
Toulouse, le
L'Administrateur provisoire de
l'Université Paul Sabatier

UNIVERSITÉ PAUL-SABATIER - TOULOUSE

Professeur D. BANCEL

BIBLIOGRAPHIE

(1) ALAN, BURTON (C),

Physiology and biophysics of the circulation, Paris : Masson, 1975

(2) AUDELL (L), BERGMAN (A), FUNKQUIST (B),

"Primary" arterial thrombosis en afghan hounds Svensk Veterinärtdning, 1978, 30, (9), 373-374.

(3) BARSOTTI (J), POURCELOT (L), GRECO (J), PLANIOL (TH), KINIFFO (H.Y), et CASTELLANI (L),

L'effet Doppler. Son utilisation en pathologie et chirurgie vasculaire périphérique, Nouvelle Presse Médicale, 1972, 1 , 2677-2681.

(4) BECKER (F),

Place de la vélocimétrie ultrasonique directionnelle à effet Doppler dans les syndrômes de la traversée thoracobrachiale. Gaz.med.de France, (1979), 86, (21), 2315-2318.

(5) BISHOP (E.H),

Obstetric uses of the ultrasonic motion sensor. Amer.J.Obst. and gynec., 1966, 96, 863-867.

(6) BLOCH (F),

Les ultrasons ont bouleversé la hiérarchie diagnostique, le Quotidien du Médecin, 1981, n°2373, p.43.

(7) BROWN (B.W), EMERY (M.J), MATTNER (P.E),

Ovarian arterial blood velocity measured with Doppler ultrasonic transducers in conscious erves, Journal of reproduction and fertility, 1980,58, (2), 295-300.

(8) BROWN (B), GOODMAN (J.E.),

High intensity ultrasonics, Industrial applications, Princeton, New Jersey, 1965.

(9) BUENO (L), DORCHIES (PH), FRANC (M) et DUCOS DE LAHITTE (J),

Détection ultrasonore des anévrismes mésentériques dus à Strongylus vulgaris chez le cheval. Pratique vétérinaire équine, 1978, X, n°4, 153-155.

(10) CARTEE (R.E.), SELCER, (B.A.), PATTON (C.S),

Ultrasonographic diagnosis of renal disease in small animals. J.of American vet.med.association, 1980, 176, (5), 426-430.

(11) CAZAUBON (Michèle),

Utilisation pratique du Doppler en pathologie vasculaire..Publi-créations, Labo.NEGMA,1977, 130 p.

(12) CHAPUIS (J.L),

Résultats de l'ultrasonothérapie dans certaines dermatoses. Gaz.med.Fr., 1952, 59, (18), 1071-1072.

(13) DAUVILLIER (Claude),

L'application de l'effet Doppler aux ultrasons. Son intérêt dans le diagnostic de gestation chez la truie.
Toulouse : Lahournere, 66 p., fig.ill. ( Thèse : Méd.Vét. Toulouse : 1979 n°90).

(14) DONALD (L), Mc.VITAR (M.B.), BROWN (T.G.),

Investigation of abdominal masses by pulsed ultrasounds, Lancet, 1958, I , 1188-1194.

(15) FIGEL (R), et HAMMANN (B),

Débimétrie ultrasonique par effet Doppler appliquée à l'étude du maléate de cinepazide. A propos de 44 cas d'artérite des membres. Gaz.med.de France, 1978, 85, (29), 3380-3385.

(16) FRANCESCHI (C),

-L'investigation vasculaire par ultrasonographie Doppler, 2ème ed., Paris : Masson, 1979, 106 p.

(17) -Vélocimétrie par échographie Doppler. Principe, technique, et applications de la mesure des perturbations hémodynamiques dans la pathologie circulatoire cervico-encéphalique.

Réunion de chirurgie vasculaire, Marseille 1976. Documentation médicale Oberval, "Les explorations fonctionnelles vasculaires", E.I.S.E. Lyon 1976, 382 p.

(18) FRANCESCHI (C) et DEGOS (Cl.F),

Intérêt du Doppler continu dans l'exploration des artères à destinée cérébrale. Angéologie, R.P. 1980, 30, 29, 1929-1939.

(19) HALE (J.P), Mc.DONALD (D.A), WOMERSLEY (J.R.),

Velocity profils of oscillatory arterial flow with some calculations of visious drag and the Reynolds number. J.Physiol.(London), 1955, 128, 629-640.

(20) HASSLER (C.R.), LUTZ (G.A), LINEBAUGH (R), CUMMINGS (K.D)

Identification and évaluation of non invasive blood pressure measuring techniques. Toxicology and applied pharmacology , 1979, 47, (2), 193-201.

(21) HEMAR DINQUER (P),

Les techniques ultrasonores. Paris : CHIRON,1964

(22) HILL(CR),

Biological effects of ultrasound. Advisory group for aerospace research and development, 1975,78.

(23) HILTENBRAND (CH), DIDIER (A), POIRRIER (J.M),BONNEL (D), ILLE (H),

Ce qu'il faut savoir sur l'exploration artérielle par effet Doppler. Paris : Laboratoire Clin Midy,48 p.

(24) KALMANSON (D) et VEYRAT (C),

Valeur diagnostique de l'enregistrement par voie transcutanée du débit artériel au cours des affections cardiovasculaires.
Service de Cardiologie de la fondation ophtamologique A. de Rothschild, et de l'hôpital Tenon.

(25) KREBS (A),

Les ultrasons. Possibilités de leur emploi en thérapeutique vétérinaire. Lyon : Bosc, 66 p. (Thèse : Méd.Vét. Lyon 1956).

(26) KUHN (A), SCHMIDTKE (H.O), SCHMIDTKE (D),

Indirect blood pressure measurement in unsedated dogs. Kleintierpraxis, 1979, 24, 81-84.

(27) KVART (C),

- A bloodless technique for blood pressure measurement in the horse .Svensk Veterinärtidning, 1978, 30, (16), 591-598

(28) - An ultrasonic method for indirect blood pressure measurement in the horse. J.of eq.med.and surgery, 1979, 3 , (1), 16-23.

(29) LESCURE (F), OLIVIER (J.L.),

La vélocimétrie sanguine ultrasonique par effet Doppler. Prat.Vet.eq., 1980, XII, (5), 213-215.

(30) LEU (J.B), SATTINO (J), OLIVIER (C),

Intérêt des appareils à effet Doppler en chirurgie vasculaire. Réunion de chirurgie vasculaire. Marseille, 1976. Documentation Oberval : "Les explorations fonctionnelles vasculaires". E.I.S.E. Lyon, 1976, 382 p.

(31) Mc.GRATH (C.J), BRUNSON (D.B), BURKE (P.A.) CRIMI (A.J),

Clinical application of indirect blood pressure monitoring in the dog. Canine practice. 1977, 4 , (1), 28-29, 32-36, 38.

(32) Mc.LEISH (I),

Doppler ultrasonic arterial pressure measurement in the cat. Veterinary record, 1977, 100 (14), 280-281.

(33) MARWALD (G), MAKIELSKI (B), KRATZENSTEIN (R),

Expériences réalisées en diagnostic vasculaire atraumatique à l'aide de la technique ultrasonore de Doppler. 1976. Electromedica 2, 43-47.

(34) WERRE (R.W), RUMBERGER (J.A, J.R), GROSS (D.R), HAMLIN (R) BERGER (S.A),

Hot-film anemometer velocity measurements of arterial blood flow in horses. Circulation research, 1974, 34 (2), 183-203.

(35) NEUWIRTH (J.G), RAWLINGS (C.A),

Calibration and use of electromagnetic flow transducers. Am.j.of Vet.Research, 1979 , 40, (11), 1659-1661.

(36) PEETERS (G), HOUVENAGHEL (A), ROETS (E), MASSART-LEEN (A.M.), VERBEKE (R), DHONDT (G), VERSCHOOTEN (F),

Electromagnetic blood flow recording and balance of nutrients in the udder of lactating cows, Journal of Animal science, 1979, 48, (5), 1143-1153.

(37) POURCELOT (L), PLANIOL (TH), POTTIER (JM),

Les explorations vasculaires par effet Doppler et par échotomographie dynamique.
Réunion de chirurgie vasculaire. Marseille,1976.
Documentation Oberval "Les explorations fonctionnelles vasculaires". IESE Lyon, 1976, 382 p.

(38) REGGI (M), BERNARD_GUIEU (D), JAUSSERAN (J.M),COURBIER (R),

Exploration des artères à destinée encéphalique par vélocimétrie Doppler. Gaz.Med. de France, 1979, 86, (21) , 2295-2306.

(39) RICHARD (B),

L'examen Doppler. Gaz.med.de France, 1979, 86, (21), 2271-2280.

(40) RICHARD (B) et CHAPUIS (Y),

L'examen Doppler ultrasonore dans l'artérite des membres inférieurs. Gaz.med.France, 1979, 86 (21), 2281-2292.

(41) ROBINSON (M),

Generalized atherosclerosis in a dog. J.Small Anim.pract., 1976, 17, 15-50.

(42) SAWAZAKI (H), HIROSE (H), IBARAKI (T), SUGANO (S),

An indirect method for measurement of systemic blood pressure in animals. Japanese journal of Veterinary Science, 1976, 38 , (3), 305-308.

(43) SCOTT (E.A.), SANDLER (G.A.),

Electromagnetic blood flowmeters and flow probes : theoretic and practical considérations. American journal of veterinary research, 1978,39, (9), 1567-1571.

(44) SCOTT (E.A), SANDLER (G.A),

Electromagnetic measurements of metacarpal and digital blood flow in the pony. Am.J.of vet. research, 1978, 39, (11), 1853-1855.

(45) TAGAND (R) et BARONE (R),

Anatomie des équidés domestiques. Tome 2nd. Splanchnologie et angéiologie. Fasc.IV, Appareil circulatoire,Lyon : Labo.d'anatomie de l'ENVL,1957, p.1012-1351.

(46) TEAGUE (M.J),

Blood velocity waveforms and their physiological interpretation. Chischester Press Ltd. , 1976, West Sussex, England, n°A 101.

(47) VADOT (Louis),

Mécanique du coeur et des artères. Paris : l'expansion scientifique française, 1967, 253 p.

(48) WEISER (M.G), SPANGLER (W.L), GRIBBLE (DH),

Blood pressure measurement in the dog. J.of Am.vet.med.ass., 1977, 171, (4), 364-368.

(49) WELLS (P.N.T. ),

Physical principles of ultrasonic diagnosis. New-York : 1969, Academic Press, Inc. , 635 p.